

Schlachtkörperanalyse beim Masthähnchen mittels  
Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie und  
Magnetresonanztomographie

Von Dominik Blocksiepen

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde der Tierärztlichen  
Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

Schlachtkörperanalyse beim Masthähnchen mittels  
Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie und  
Magnetresonanztomographie

von Dominik Blocksiepen  
aus Solingen

München 2016

Aus dem Lehr- und Versuchsgut der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

Arbeit angefertigt unter der Leitung von: Prof. Dr. Armin Scholz

Mitbetreuung durch: Dr. Maren Bernau

**Gedruckt mit der Genehmigung der Tierärztlichen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität München**

**Dekan:** Univ.-Prof. Dr. Joachim Braun

**Berichterstatter:** Prof. Dr. Armin Scholz

**Korreferent/en:** Priv.-Doz. Dr. Karin Schwaiger

Tag der Promotion: 06.02.2016

***„Wir müssen selbst die Veränderung sein, die wir in der Welt zu sehen wünschen“***

**(Mahatma Gandhi)**

**Für meine Familie und Katharina**



---

# INHALTSVERZEICHNIS

Abkürzungsverzeichnis.....III-IV

Abbildungsverzeichnis..... V-VII

Tabellenverzeichnis..... VIII

<b>I.</b>	<b>EINLEITUNG .....</b>	<b>1</b>
<b>II.</b>	<b>LITERATURÜBERSICHT .....</b>	<b>2</b>
<b>1.</b>	<b>Hühnermast und Leistungsprüfung .....</b>	<b>2</b>
<b>2.</b>	<b>Methoden zur Bestimmung der Körperzusammensetzung.....</b>	<b>11</b>
2.1.	Direkte Methoden.....	11
2.2.	Indirekte Methoden .....	12
2.2.1.	Computertomographie (CT).....	13
2.2.2.	Ultraschall (US).....	14
2.2.3.	Weitere Methoden .....	16
2.2.4.	Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie (DXA) .....	19
2.2.4.1.	Technologie .....	19
2.2.4.2.	Anwendung beim Menschen .....	25
2.2.4.3.	Anwendung beim Masthähnchen .....	25
2.2.4.4.	Variable Composition Phantom (VCP).....	28
2.2.5.	Magnetresonanztomographie (MRT).....	29
2.2.5.1.	Technologie und Funktionsweise.....	29
2.2.5.2.	Anwendung beim Masthähnchen: .....	38
<b>III.</b>	<b>MATERIAL UND METHODEN .....</b>	<b>40</b>
<b>1.</b>	<b>Tiermaterial, Haltung und Fütterung .....</b>	<b>40</b>
<b>2.</b>	<b>Untersuchung mittels Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie: .....</b>	<b>44</b>
2.1.	GE Lunar iDXA .....	44
2.2.	Auswertung der DXA-Daten.....	45
2.3.	Einsatz des Variable Composition Phantom (VCP).....	47
<b>3.</b>	<b>Untersuchung mittels Magnetresonanztomographie.....</b>	<b>49</b>
3.1.	Verwendete Messprotokolle für die MRT .....	50
<b>4.</b>	<b>Statistische Auswertung der Daten.....</b>	<b>57</b>

<b>IV.</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>58</b>
1.	Ergebnisse für die Merkmale Gesamtgewicht und Gesamtvolumen ..	58
2.	Ergebnisse für die Merkmale Magerweichgewebe/Muskelvolumen ..	61
3.	Ergebnisse für die Merkmale Fett, Fett % und Fettvolumen .....	66
4.	Ergebnisse für die Merkmale Knochenmineral, Knochenmineralanteil und Knochenvolumen .....	73
5.	Ergebnisse bezogen auf Fütterungsunterschiede.....	76
6.	Ergebnisse für die Untersuchungen mittels VCP zur Genauigkeit und Präzision des GE Lunar iDXA im Kleintiermodus.....	80
<b>V.</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>82</b>
<b>VI.</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>95</b>
<b>VII.</b>	<b>SUMMARY .....</b>	<b>96</b>
<b>VIII.</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>97</b>
<b>IX.</b>	<b>ZUSÄTZLICHE ERGEBNISSE .....</b>	<b>105</b>
<b>X.</b>	<b>DANKSAGUNG .....</b>	<b>108</b>



---

## ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

Abb.	Abbildung
BMD	Bone Mineral Density
BMC	Bone Mineral Content
CA	Chemische Analyse
ca.	Ungefähr
CT	Computertomographie
DPA	Dualphotonenabsorptiometrie
DXA	Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie
FAO	Food and Agriculture Organization
FM	Futtermittel
GKM	Ganzkörpermodus
Gy	Gray; Maßeinheit der Energiedosis
HFI	Hochfrequenzimpuls
KGW	Körpergewicht
kg	Kilogramm
KTM	Kleintiermodus
keV	Kiloelektronenvolt
LEAN	Magerweichgewebegehalt
LEANPC	Magerweichgewebegehalt (%)
mA	Megaamper
Mio.	Million
MPA	Monophotonenabsorptiometrie
MRT	Magnetresonanztomographie
MRT_M_GK	Muskelvolumen, Ganzkörper im MRT
MRT_F_GK	Fettvolumen, Ganzkörper im MRT
MRT_Ges_GK	Gesamtvolumen, Ganzkörper im MRT

MRT_Mp_M	Muskelvolumen im Brustmuskelteilschnitt, MRT
MRT_Mp_F	Fettvolumen im Brustmuskelteilschnitt, MRT
MRT_Mp_K	Knochenvolumen im Brustmuskelteilschnitt, MRT
MRT_BM	Gesamtvolumen Brustmuskel, MRT
MRT_BM_%	Prozentualer Anteil des Brustmuskel am Schlachtgewicht
MRT_M_Sch	Muskelvolumen im Schenkelteilschnitt, MRT
MRT_F_Sch	Fettvolumen im Schenkelteilschnitt, MRT
NIA	Nahinfrarot-Interaktanz
QMR	Quantitative Magnetresonanztomographie
r	Korrelation
R <sup>2</sup>	Bestimmtheitsmaß
RMSE	Root mean square Error; Standardschätzfehler
ROI	Region of Interest
RTU	Real-time-Ultrasound
SK	Schlachtkörper
t	Tonne
Tab.	Tabelle
TE	Time to Echo; Echozeit
TOBEC	Total Body Electrical Conductivity
TR	Time to repeat, Repetitionszeit
TT	Total Tissue; Gesamtgewebe
T1	longitudinale Relaxationszeit
T2	transversale Relaxationszeit
US	Ultraschall
VCP	Variable Body Composition Phantom
vgl.	Vergleiche
z.B	zum Beispiel

---

## ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1:	Erlöse und Kosten der Hähnchenmast aus (SEGGER, 2015).....	7
Abbildung 2:	Produktionspyramide in der Masthähnchenerzeugung modifiziert aus (HORST & VALLE ZARATE, 1997).....	8
Abbildung 3:	Zuchtziele beim Masthähnchen modifiziert aus (HORST & VALLE ZARATE, 1997) .....	9
Abbildung 4:	Einflussfaktoren auf die Körperzusammensetzung aus (SCHOLZ, 2002) .....	11
Abbildung 5:	Zwei-Komponenten Modell und Berechnung des Körperfettanteiles mittel TOBEC (KG= Körpergewicht; LM= fettfreie Masse).....	18
Abbildung 6:	Strahlungsspektrum von Röntgenstrahlung mit Energiepeaks bei 55keV und 70keV modifiziert nach Pietrobelli et al. (1996). 21	
Abbildung 7:	Komponentenmodell zur Körperzusammensetzung .....	22
Abbildung 8:	DXA Analyse eines Masthähnchens mit Markierung der knöchernen Anteile (links: Skelett betont; rechts: Weichgewebe betont) .....	23
Abbildung 9:	Darstellung eines iDXA von General Electrics und iDXA mit Masthähnchen Schlachtkörper modifiziert aus GE- HEALTHCARE (2014).....	24
Abbildung 10:	T1 Erholung von Wasser und Fettgewebe (A) und der T2 Abfall (B) aus JACKSON and THOMAS (2009).....	33
Abbildung 11:	Offenes MRT-System am Lehr- und Versuchsgut Oberschleißheim mit Schlachtkörper eines Masthähnchens.....	35
Abbildung 12:	Masthähnchen-SK mit Flügelmarke am linken Flügel.....	43
Abbildung 13:	Densitometrie eines Masthähnchens im Kleintiermodus mit ROI.....	46
Abbildung 14:	Variable Composition Phantom (VCP) mit Wirbelsäulenphantom auf einem GE Lunar iDXA.....	48
Abbildung 15:	VCP im DXA-Scanbild im Kleintiermodus .....	48
Abbildung 16:	Masthähnchen-SK im MRT mit Kopfspule. Zur korrekten Lagerung wurde das Kissen mit farbigen Linien markiert. ....	49
Abbildung 17:	Volumenreport einer 3D Rekonstruktion mit den Merkmalen Fett und Muskel.....	51

<i>Abbildung 18: 3D Modell eines Masthähnchens erzeugt nach halbautomatischer Ganzkörperauswertung .....</i>	<i>52</i>
<i>Abbildung 19: Schnitt durch den Schlachtkörper auf Höhe des Brustbeins .....</i>	<i>53</i>
<i>Abbildung 20: Letzte Schnittebene der Auswahl für die Brustmuskulatur .....</i>	<i>53</i>
<i>Abbildung 21: Schnitt durch die Brustebene mit dem Brustbein mittig, rechten und linken Brustmuskel und ROI mit Knochen (lila), Fett(gelb) und Muskulatur (rot) .....</i>	<i>54</i>
<i>Abbildung 22: 3D Rekonstruktion der Teilschnitte des Brustmuskels mit Knochen (violett), Fett (gelb) und Muskulatur (rot) .....</i>	<i>55</i>
<i>Abbildung 23: Auswahl der ROI auf Ebene der Schenkel; Aus der Analyse ausgeschlossene Bereiche sind die Kniegelenke sowie das Synsacrum .....</i>	<i>56</i>
<i>Abbildung 24: Regressionsgleichungen für DXA_TT in beiden Modi in Beziehung zum Schlachtgewicht .....</i>	<i>59</i>
<i>Abbildung 25: Gesamtgewebe (DXA) KT und GK im Vergleich .....</i>	<i>59</i>
<i>Abbildung 26: Regressionsgleichung für das MRT-Gesamtvolumen in Beziehung zum Schlachtgewicht .....</i>	<i>60</i>
<i>Abbildung 27: Regressionsgleichung für das Merkmal LEAN; DXA_KT im Vergleich zu DXA_GK .....</i>	<i>61</i>
<i>Abbildung 28: Regressionsgleichung für das Merkmal LEAN; MRT im Vergleich zu DXA_KT .....</i>	<i>62</i>
<i>Abbildung 29: Regressionsgleichung für das Merkmal LEAN; MRT im Vergleich zu DXA_GK .....</i>	<i>62</i>
<i>Abbildung 30: Regressionsgleichung für die Beziehung des Brustmuskelvolumens zum Brustmuskelteilschnitt im MRT .....</i>	<i>63</i>
<i>Abbildung 31: Regressionsgleichung für die Summe des Muskelvolumens im Brust und Schenkelteilschnitt in Bezug auf das Gesamtkörpermuskelvolumen .....</i>	<i>64</i>
<i>Abbildung 32: Multiple Regression des Merkmals Muskelvolumen im Gesamtkörper sowie Brustmuskel- und Schenkelteilschnitt .....</i>	<i>64</i>
<i>Abbildung 33: Regressionsgleichung für das Schenkelmuskelvolumen in Bezug auf das Gesamtkörpermuskelvolumen im MRT .....</i>	<i>65</i>
<i>Abbildung 34: Regressionsgleichung für das Merkmal Fett (g); DXA_GK im Vergleich zu DXA_KT .....</i>	<i>66</i>

---

<i>Abbildung 35: Regressionsgleichung für das Merkmal Fett; MRT Ganzkörper im Vergleich zu DXA_KT.....</i>	<i>67</i>
<i>Abbildung 36: Regressionsgleichung für das Merkmal Fett; MRT im Vergleich zu DXA_GK .....</i>	<i>68</i>
<i>Abbildung 37: Regressionsgleichung für das Fettvolumen im Ganzkörper und Brustmuskelteilschnitt .....</i>	<i>69</i>
<i>Abbildung 38: Regression zwischen Fettvolumen im Ganzkörper und Schenkelteilschnitt.....</i>	<i>71</i>
<i>Abbildung 39: Regressionsgleichung für die Summe des Fettvolumens im Brustmuskel- und Schenkelteilschnitt in Bezug auf das Gesamtkörperfettvolumen .....</i>	<i>72</i>
<i>Abbildung 40: Regressionsgleichung für die BMD im KT und GK.....</i>	<i>73</i>
<i>Abbildung 41: Regressionsgleichung für BMC im Vergleich DXA_KT versus DXA_GK .....</i>	<i>74</i>
<i>Abbildung 42: Regressionsgleichung für MRT_Mp_K und DXA_BMC_KT.....</i>	<i>75</i>
<i>Abbildung 43: Ergebnisse für DXA_KT (klein) im Vergleich zu den Herstellerangaben.....</i>	<i>81</i>
<i>Abbildung 44: Ergebnisse für DXA_KT (mittel) im Vergleich zu den Herstellerangaben.....</i>	<i>81</i>
<i>Abbildung 45: Messergebnisse iDXA DICK versus VCP-Herstellerangaben..</i>	<i>106</i>
<i>Abbildung 46: Messergebnisse iDXA STAND versus VCP-Herstellerangaben</i>	<i>107</i>

---

## Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1:</i>	<i>Mindestgehalte in Alleinfuttermitteln für Masthähnchen modifiziert aus (ELLENDORFER, 2006).....</i>	<i>4</i>
<i>Tabelle 2:</i>	<i>Geflügelfleischproduktion in Zahlen nach FAO.....</i>	<i>6</i>
<i>Tabelle 3:</i>	<i>Geschwindigkeit von USW in verschiedenen Geweben (Temperatur in °C 37 ).....</i>	<i>14</i>
<i>Tabelle 4:</i>	<i>Wichtung der Sequenzen mit TE und TR modifiziert aus (WEISHAUPT et al., 2000; JACKSON &amp; THOMAS, 2009).....</i>	<i>34</i>
<i>Tabelle 5</i>	<i>Farbliche Differenzierung von Geweben im MRT-Bild modifiziert aus WEISHAUPT et al. (2000).....</i>	<i>34</i>
<i>Tabelle 6:</i>	<i>Alleinfuttermittel für die Kontrollgruppe.....</i>	<i>41</i>
<i>Tabelle 7:</i>	<i>Versuchsfutter der Versuchsgruppe.....</i>	<i>42</i>
<i>Tabelle 8:</i>	<i>Gegenüberstellung der Modi Ganzkörperscan und Kleintiermodus für enCore V16.0 (GE-HEALTHCARE).....</i>	<i>45</i>
<i>Tabelle 9:</i>	<i>DXA Daten mit zugehöriger Einheit.....</i>	<i>45</i>
<i>Tabelle 10:</i>	<i>Fettkonfiguration des VCP, aus Wenczel (2013).....</i>	<i>47</i>
<i>Tabelle 11:</i>	<i>Verwendete Sequenzen im MRT.....</i>	<i>50</i>
<i>Tabelle 12:</i>	<i>Ergebnisse der DXA-Untersuchung im Ganzkörpermodus für den Fütterungsversuch.....</i>	<i>76</i>
<i>Tabelle 13:</i>	<i>Ergebnisse der DXA Untersuchung im Kleintiermodus für den Fütterungsversuch.....</i>	<i>77</i>
<i>Tabelle 14:</i>	<i>Ergebnisse der MRT-Bildauswertung bezogen auf den Fütterungsversuch mit Beschriftungsverzeichnis.....</i>	<i>78</i>
<i>Tabelle 15:</i>	<i>Ergebnisse für die Untersuchung des VCP im Kleintiermodus (klein) und (mittel) im Vergleich mit den Angaben des Herstellers.....</i>	<i>80</i>
<i>Tabelle 16:</i>	<i>Vergleich von Schlachtgewicht (aus Wägung) mit DXA- Gesamtgewebemassen (TT) für Kleintier- (KT) und Ganzkörper- (GK) Modus.....</i>	<i>83</i>
<i>Tabelle 17:</i>	<i>Ergebnisse für die Untersuchung des VCP im Kleintiermodus</i>	<i>105</i>
<i>Tabelle 18:</i>	<i>Ergebnisse für den GK Dick.....</i>	<i>106</i>
<i>Tabelle 19:</i>	<i>Ergebnisse für den GK Standard.....</i>	<i>107</i>



## I. EINLEITUNG

Ein schnelles Wachstum und hohe Zunahme von Körpergewicht sind Ziele der modernen Tierzucht. Dies gilt auch oder vor allem im Bereich des Mastgeflügels. Daher werden spezialisierte Zuchtlinien eingesetzt, die eine schnelle Gewichtszunahme bei hoher Futterverwertung aufweisen (BMELV, 2013).

Dadurch entstehen jedoch teilweise auch negative Faktoren für die Tiere. Bei frohwüchsigen Rassen nehmen mit steigendem Körpergewicht Dysfunktionen am Bewegungsapparat, vor allem im Bereich der Ständer, zu. Des Weiteren kann es zu metabolischen Erkrankungen wie beispielsweise Aszites kommen (DECUYPERE *et al.*, 2013). Dies muss hinsichtlich der Ernährungsphysiologie des Tieres kritisch betrachtet werden und widerspricht dem Interesse des Verbrauchers (MALAN *et al.*, 2003). Durch Fütterungsmanagement und genetische Selektion könnten derartige Probleme reduziert werden. Dafür bedarf es Methoden, die eine Aussage über die Körperzusammensetzung der Tiere ermöglichen (SWENNEN *et al.*, 2004). Die traditionelle Methode zur Bestimmung der Körperzusammensetzung beim Geflügel ist die Tötung, Zerkleinerung und chemische Analyse der Tiere. Das Verfahren ist jedoch aufwendig, langwierig und verhindert die Echtzeitnutzung der Daten (SALAS *et al.*, 2012).

Die moderne Medizin bietet verschiedene Methoden für die Messung der Zusammensetzung von Körpern oder Körperteilen am lebenden Objekt. In der vorliegenden Arbeit wurde versucht, die Bedeutung einzelner Methoden für die Geflügelzucht und ihren Nutzen für die Zuchtwertschätzung von Masthähnchen zu analysieren. Aufgrund ihrer geringen Größe stellen die Tiere für die verwendeten Geräte, die oftmals aus der Humanmedizin stammen, eine besondere Herausforderung dar. Aus diesem Grund wurden verschiedene Einstellungen verwendet und die Ergebnisse mit einer Referenzmethode verglichen. In anderen Bereichen der Tierzucht, wie beispielsweise in der Schweinezucht wird die bildgebende Diagnostik zur Tierkörperbeurteilung bereits als Hilfsmittel herangezogen (SCHOLZ, 2002).

Durch die freundliche Unterstützung der Hochschule Triesdorf-Weihenstephan, war es möglich, geeignete Tiere aus einem Fütterungsversuch zur Verfügung gestellt zu bekommen. Die Analyse der Fütterung mit Lignocellulose-haltigem Testfutter ist ebenfalls Teil des Versuchsaufbaus.



## II. LITERATURÜBERSICHT

### 1. Hühnermast und Leistungsprüfung

#### Haltung von Masthähnchen

Geflügelproduktion bedeutet die Erzeugung von Eiern, Fleisch sowie Nebenprodukten wie Federn, Ständer und Hautanhängen. Unter Geflügel versteht man im Allgemeinen alle landwirtschaftlich genutzten Vogelarten wie Huhn, Pute, Ente, Gans sowie Wachtel, Perlhuhn, Taube, Fasan und Strauß, wobei Letztere aufgrund ihrer geringen wirtschaftlichen Bedeutung eine untergeordnete Rolle spielen. Der Großteil der Geflügelpopulation entfällt auf Legehennen und Masthähnchen. Von der Geflügelfleischproduktion wiederum entfallen zwei Drittel auf Hühner, mit Betonung auf Jungmasthühner (Broiler) (ELLENDORFER, 2006). Die in Deutschland eingesetzten Zuchtlinien sind u.a. Ross (z.B. Ross308, Ross708, Ross PM3) von Aviagen Group (Huntsville, Alabama, USA) und Cobb (z.B. Cobb500<sup>TM</sup>, Cobb700<sup>TM</sup>, CobbSasso<sup>TM</sup>, CobbAvian48<sup>TM</sup>) von CobbVantress Inc. (Siloam Springs, Arkansas, USA).

Masthähnchen werden durch die Kreuzung von auf Wachstum selektierte Hahnenlinien und reproduktionsorientierten Hennenlinien erzeugt. Die Haltung erfolgt in der Regel in großen Beständen in intensiver Haltung beider Geschlechter. Für die Haltung gelten die Tierschutz-Nutztierhaltungsverordnung (TierSchNutzV) zur Umsetzung der Richtlinie 2007/43/EG, sowie freiwillige Vereinbarungen zur Haltung von Jungmasthühnern als bundeseinheitliche Eckwerte, die EU-Öko-VO 2092/91 und 1804/199 sowie die EU-Verordnung Vermarktungsnorm für Geflügelfleisch. Geregelt werden neben der Besatzdichte von max. 35kg/m<sup>2</sup> in konventioneller Haltung, Vorgaben für Lichtprogramme, Klima und Temperatur sowie Transport und die Versorgung mit Futter und Wasser (BMJV, 2001; BELLOF, 2011). In intensiver Haltung werden die Tiere in der Regel auf Tiefstreu, bestehend aus entstaubten Hobelspänen oder Stroh gehalten. Die Einstreutiefe beträgt ca. 4 cm und sollte 35 % Feuchtegehalt nicht überschreiten (MEYER & KAMPHUES, 2009a). Die Einstreu sollte immer trocken gehalten werden, da es ansonsten zu Brustbeinschäden, Schadgaskonzentrationen, Keimvermehrung und Fußballenläsi-





onen kommen kann (ELLENDORFER, 2006). In der Frühmast werden sog. Kükenringe verwendet, um die Tiere in einer Zone mit für Küken optimaler Temperatur zu halten. Diese werden später entfernt und mit steigendem Gewicht die Zahl der Tränke- und Futtervorrichtungen angehoben (BELLOF, 2011)

### **Fütterung**

Eine artspezifische und tiergerechte Fütterung setzt die Kenntnis der Physiologie und Anatomie des Verdauungstraktes voraus. Die Urform des Haushuhnes, das Bankivahuhn, lebte in den Wäldern und Gebüschern Asiens, während Wassergeflügel an das Leben an Flüssen und Seen angepasst ist. Folglich findet eine Adaption des Schnabels, des Futteraufnahmeverhaltens, sowie der Verhältnisse der Magen-Darm-Trakte statt (DÄNICKE & JEROCH, 2008).

Geflügel wählt Futter nach verschiedenen Faktoren aus. Wichtig sind Form, Farbe, Größe und Konsistenz der Futterpartikel. Damit sind optische und taktile Reize ausschlaggebend. Der Geschmack ist von untergeordneter Bedeutung. Körner werden beispielsweise Weich- und Mehlfutter vorgezogen; Weizen und Mais der Gerste und dem Roggen (DÄNICKE & JEROCH, 2008).

Im Vergleich zum Säugetier weist das Geflügel einige anatomische Besonderheiten auf. Dem Geflügel fehlen die Lippen, Zähne sowie die Backenmuskeln. Stattdessen hat sich der Schnabel entwickelt. Eine Zerkleinerung des Futters findet nur ungenügend statt und muss vom Magen- Darm-Trakt übernommen werden (KÖNIG *et al.*, 2008).

Eine spindelförmige Erweiterung der Speiseröhre, oder die Ausbildung eines oder mehrerer Kropfsäcke dient der Einweichung der Nahrung. Des Weiteren haben sich zwei aufeinanderfolgende Mägen entwickelt. Der Drüsenmagen zur enzymatischen Vorverdauung und der Muskelmagen, welcher mit Hilfe von aufgenommenen Steinchen, dem sog. Grit, der Zerkleinerung der Nahrung dient (ELLENDORFER, 2006; BELLOF, 2011)

Geflügel besitzt auf Länge und Volumen bezogen einen gering ausgeprägten Verdauungstrakt. Eine kurze Verweildauer des Futters im Magen-Darm-Trakt ist die Folge und erfordert Futtermittel (FM) mit hoher Verdaulichkeit. Zudem besitzen Vögel keine Laktase, und die Saccharase weist nur eine geringe Aktivität auf, was den Einsatz bestimmter FM verbietet. Hühner und Puten beanspruchen eine relativ



hohe Nährstoffkonzentration mit leicht verwertbaren Inhaltsstoffen. FM die in ihrer Grundsubstanz viel zellgebundenes Wasser und wenig Nährstoffe enthalten, wie Kartoffeln und Rüben, sind für eine leistungsorientierte Fütterung ebenso schlecht geeignet wie stark fasserreiche FM (DÄNICKE & JEROCH, 2008)

Das extrem schnelle Wachstum sowie die hohen Tageszunahmen bei kurzer Mastdauer stellen die Fütterung von intensiv gehaltenen Hähnchen vor besondere Herausforderungen. Ein hoher Nährstoffbedarf setzt eine hohe Energiedichte der eingesetzten Alleinfuttermittel, wie in Tabelle 1 dargestellt, voraus. Die wichtigsten Einflussfaktoren auf die Fütterung sind (ELLENDORFER, 2006):

- Wachstumsintensität (tgl. Zunahmen)
- Futtermittelverwertung
- Umgebungstemperatur
- Bewegung, Freiräume
- Gewünschter Fettansatz

**Tabelle 1: Mindestgehalte in Alleinfuttermitteln für Masthähnchen modifiziert aus (ELLENDORFER, 2006)**

	Alleinfuttermittel	% Rohprotein	min. Energiegehalt
< 10 Tage	für Hühnerküken	23	12,3 MJ ME/kg TS
11. Tag - Mastende	für Masthühnerküken	22	13 MJ ME/ kg TS

Die Mastdauer wurde innerhalb der letzten 30 Jahre bei schnell wachsenden Rassen bzw. Linien von 54 Tagen auf 30 Tage verkürzt. Die Futtermittelverwertung liegt bei 1:1,6 - 1,7. Im Jahre 1968 lag sie noch bei 1:2 (RISTIC *et al.*, 2004). Dies bedeutet, dass für 1 kg Fleisch, 2 kg Futter aufgewendet werden musste.

### **Lignocellulose (Lc) in der Fütterung**

Lignocellulose ist ein pflanzliches Material, dass zum Aufbau der Zellwand von Pflanzen dient und als Strukturgerüst agiert. Cellulose, Hemicellulose und Lignin sind die wesentlichen Bestandteile der Lc und bilden ein eng verknüpftes Material. Lc wird den Nicht-Stärke-Polysacchariden zugeteilt (MEYER & KAMPHUES, 2009b). Die biochemische Verbindung der Moleküle bietet kaum Möglichkeiten zu



ihrer Spaltung, indem die einzelnen Bindungen, z.B. für Wasser oder Lösungsmittel kaum angreifbar sind. Cellulose und Hemicellulose sind langkettige Zuckermoleküle. Lignin ist ein aus aromatischen Alkoholen über Ether und Kohlenstoffbrücken dreidimensional vernetztes Molekül (MEINE *et al.*, 2013). Cellulose besteht wie Stärke aus einer Vielzahl von Glucose-Molekülen, die jedoch ausschließlich in *Beta*-Form gebunden sind. Cellulose ist wasserunlöslich und kann durch körpereigene Enzyme nicht gespalten werden. Mikroorganismen im Magen-Darm-Trakt verschiedener Tierarten produzieren hierfür entsprechende Enzyme (JEROCH & FLACHOWSKY, 1972).

Der Aufschluss der Lignocellulose zur industriellen Nutzung ist relativ aufwändig, da die Substanz unter hohen Temperaturen und Drücken mit starken Säuren bearbeitet werden muss. (MEINE *et al.*, 2013).

Lignocellulose-Futtermittel sind Rohfaserkonzentrate. Die Basis bildet, mit einem hohen Anteil Rohfaser, die unlösliche und sehr schwer verdauliche Cellulose. Lignocellulose ist frei von Mykotoxinen, was bei klassischen Rohfaserquellen wie Stroh oder Kleien nicht ausgeschlossen werden kann. Weitere Vorteile von Lc scheinen das hohe Wasserbindungsvermögen und Quellvermögen sowie die Quellgeschwindigkeit zu sein. Die Futterkosten durch Rohfaserkonzentrate sind zwar hoch, werden durch die geringe benötigte Menge aufgrund der hohen Konzentration der Produkte jedoch relativiert. Eine einfache Einmischung in Mischfutter ist möglich (WARZECHA, 2006). Die Fütterung von Lc wurde von WARZECHA (2006) bei trächtigen Sauen untersucht. Ziel der Studie war die Untersuchung der Kotbeschaffenheit der Tiere um den Geburtszeitpunkt. Die Trockensubstanzgehalte im Kot der Tiere konnten demnach reduziert werden. Grundsätzlich ermöglicht Lc eine bessere Strukturierung der *Ingesta*, eine Aktivierung der Darmzotten und damit eine Steigerung der Proteinverdauung bei *Monogastern*. Durch das hohe Wasserbindungsvermögen werden Kontraktionen des Magen-Darm-Traktes angeregt. Weiterhin konnte ein Lignocelluloseprodukt die Wirtschaftlichkeit der Ration steigern, indem teurere Rohfaserträger wie Weizenkleie und Trockenschnitzel ersetzt wurden. Die Energiegehalte der Futterrationen blieben gleich (LINDERMAYER & PROBSTMEIER, 2003).



## Geflügelindustrie

Die Hühnermast hat eine wachsende Bedeutung für die Ernährung der Menschen in Deutschland und weltweit. Um eine möglichst effiziente Produktion und damit hohe Leistung bei geringen Kosten zu gewährleisten findet eine stetige Weiterentwicklung der vorhandenen Rassen (Linien) zu ihrem jeweiligen Nutzungszweck statt. Rassen definieren sich meist durch wenige phänotypische Merkmale und geographisch-regionale Lokalisation (BRADE *et al.*, 2008).

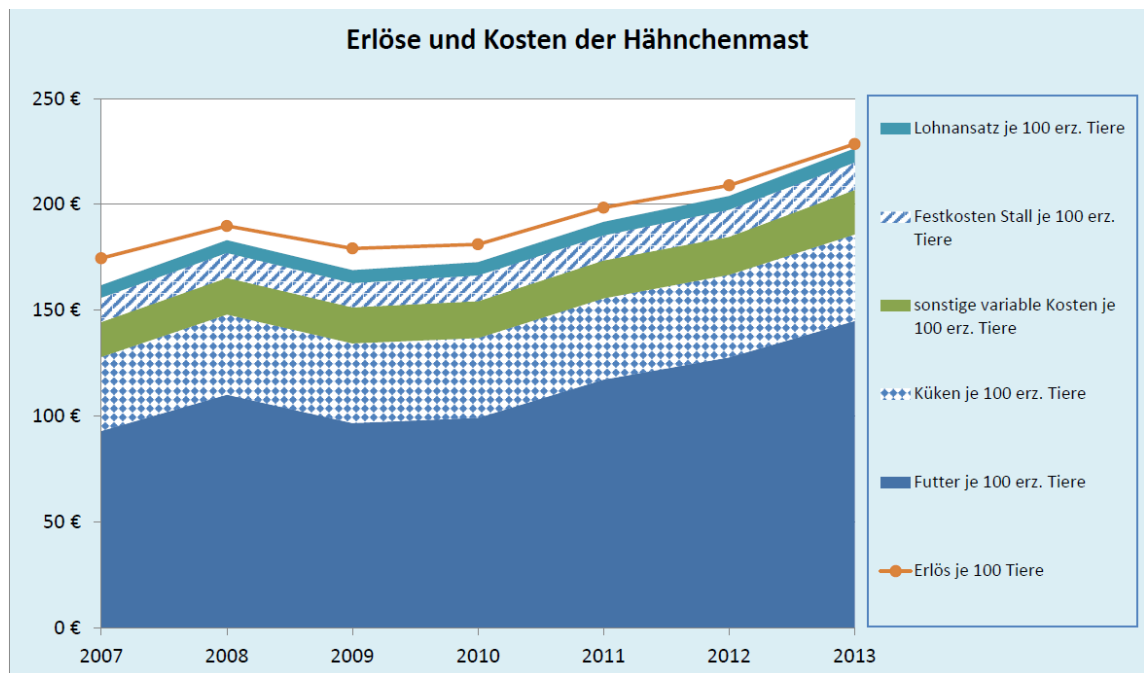
**Tabelle 2: Geflügelfleischproduktion in Zahlen nach FAO**

<u>Hähnchenfleischproduktion</u>		<u>in Stück</u>	<u>in Tonnen</u>	Jahr
Weltweit	Insgesamt		96,121,163,00	<i>für 2013</i>
Europa	Insgesamt		15,896,325,00	<i>für 2013</i>
Deutschland	Insgesamt	701 905 185	950 939,00	<i>für 2013</i>
	davon Masthähnchen	613 405 076	910 297,50	

Die weltweite Fleischproduktion hat sich in den letzten zehn Jahren um den Faktor 1,2 vervielfacht. Der Anteil von Geflügelfleisch an der weltweiten Fleischproduktion beträgt nach Informationen der FAO 35 % (FAO, 2012, 2015).

In Deutschland sind die Zahlen verglichen mit dem weltweiten Fleischverzehr, auf den jährlichen pro Kopf Verbrauch bezogen, niedriger, siehe Tabelle 2. Jährlich werden in Deutschland circa 600 Millionen Masthähnchen geschlachtet. Die Mast von Hähnchen findet in Deutschland zu 99,3 % in Großbetrieben mit über 10.000 Mastplätzen statt (BUNDESAMT, 2013).

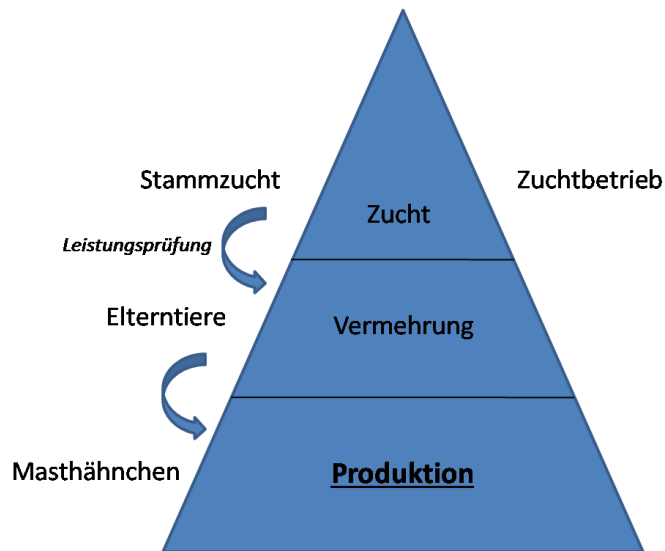
Nach BELLOF (2011) ist die Gewinnspanne für Geflügelmastbetriebe gering. Mastanlagen mit großen Stückzahlen sind wirtschaftlicher und schnellwachsende Linien mit guter Futterverwertung sind für Züchter und Mäster von Interesse. Zuchtkonzerne setzen auf fleischreiche Linien für die Mast und fruchtbare Linien mit einer hohen Legeleistung für die Eiproduktion (BELLOF, 2011). Eine Auswertung der Betriebsdaten für das Bundesland Baden-Württemberg zeigt die Entwicklung für die Jahre 2007-2013. Demnach kommt es durch steigende Erzeugerkosten, primär bedingt durch steigende Futterkosten, zu 81 % Verlust des Erlöses pro kg/Hähnchen im Vergleich von 2007 zu 2013. Dies bedeutet einen Erlös von 2 Cent pro Tier im Jahre 2013, siehe Abbildung 1 (SEGGER, 2015).



**Abbildung 1: Erlöse und Kosten der Hähnchenmast aus (SEGGER, 2015).**

### Leistungsprüfung

Die Leistung von Broilern (Jungmasthühner) wurde in Deutschland anhand der “DLG - Richtlinien zur Durchführung von Mastleistungsprüfungen bei Küken verschiedener Masthühner-Herkünfte in der Bundesrepublik Deutschland“ ermittelt. Die Deutsche Landwirtschafts-Gesellschaft (DLG), ist ein gemeinnütziger Verein der agrarwissenschaftliche und technische Prüfungen durchführt und veröffentlicht. Nur an zwei Prüfanstalten in Deutschland wurden Mastleistungsprüfungen durchgeführt. Diese sind, das Haus Düsse und die Lehr- und Versuchsstation in Kitzingen (HORST & VALLE ZARATE, 1997). Die Richtlinien waren zum jetzigen Zeitpunkt bei der DLG nicht mehr verfügbar (schriftliche Mitteilung Schonebeck, DLG). Das Schema kann jedoch aus Versuchsbeschreibungen abgeleitet werden (HORST & VALLE ZARATE, 1997). Zu diesem Zweck sollten 1200 Mastküken aus fünf Wiederholungen a‘ 240 Tiere getestet werden. Die Tiere werden bei praxisüblicher Fütterung, sowie Hygiene und Beleuchtungsprogrammen 35 Tage auf Tiefstreu gehalten (HAUS & DÜSSE, 2000). Da das Endprodukt eine sehr homogene Leistungsbereitschaft aufweist, ist die Herkunftsprüfung der Vermehrer aussagekräftiger, siehe Abbildung 2.



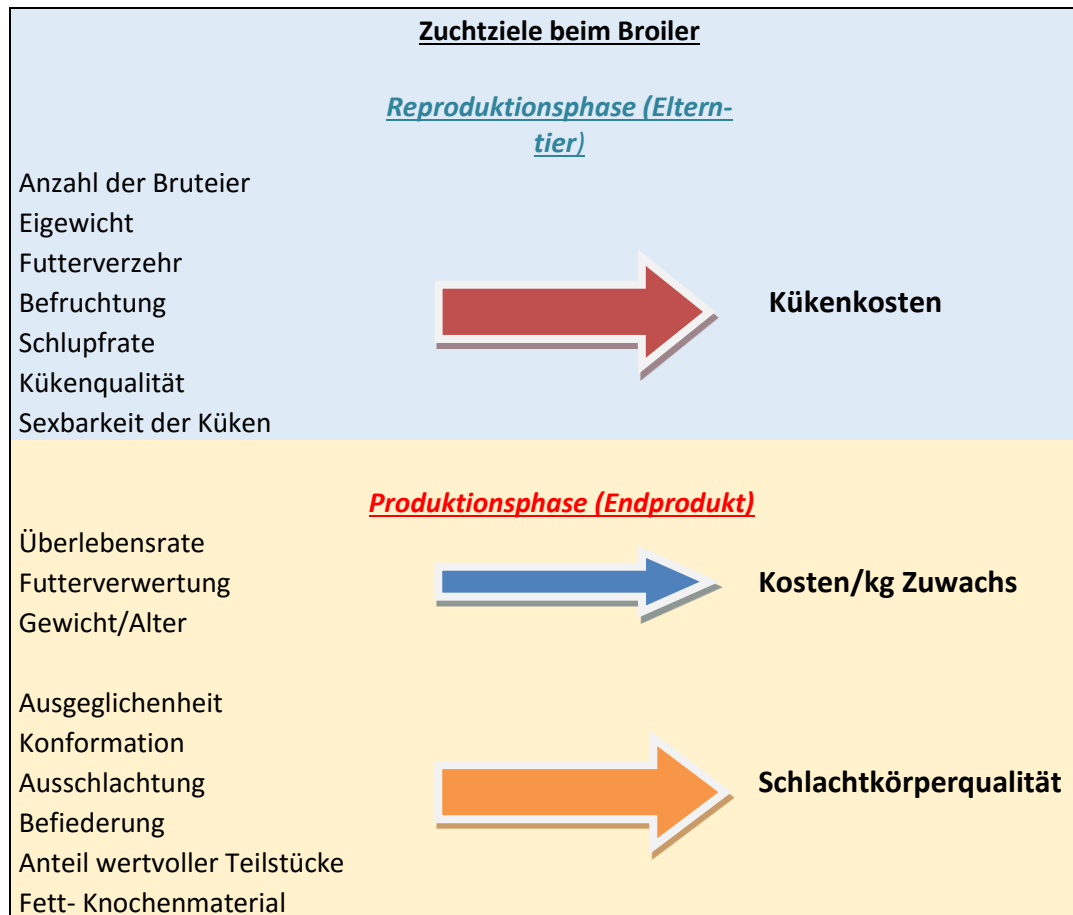
**Abbildung 2: Produktionspyramide in der Masthähnchenerzeugung modifiziert aus (HORST & VALLE ZARATE, 1997)**

Die Schlachtkörperbewertung wird in Deutschland derzeit nicht regelmäßig durchgeführt (HORST & VALLE ZARATE, 1997). Aufgrund der geringen Diversität, der den Markt beherrschenden Zuchtlinien Ross und Cobb wird eine Mastleistungsprüfung in Deutschland nicht mehr standardmäßig durchgeführt. Die Anforderungen an die Haltungsbedingungen sind für die einzelnen Linien zu speziell, um eine vergleichbare Leistungsprüfung durchzuführen. Zum Beispiel sind die Linien abhängig von unterschiedlichen Lichtprogrammen oder Futterinhaltsstoffen, sodass die Vergleichbarkeit unter standardisierten Bedingungen nicht gegeben ist. Die Lehr- und Versuchsstation Kitzingen führt Leistungsprüfungen noch für alternative Rassen durch (Stegemann, Josef; persönliche Mitteilung, 18.06.2014).

Zuchtbetriebe haben ein großes Interesse daran, die Futtermittelverwertung, das Wachstumsvermögen, die Überlebensrate und weitere Selektionsmerkmale zu verbessern und betreiben daher eine stetige Kontrolle (RISTIC & STEINER, 2004).



Die Zuchtziele beim Masthähnchen sind gestaffelt nach dem jeweiligen Produktionsschritt in Abbildung 3 dargestellt.



**Abbildung 3: Zuchtziele beim Masthähnchen modifiziert aus (HORST & VALLE ZARATE, 1997)**

Ziel ist es aus ökonomischen Gründen und unter Berücksichtigung der Ernährungsphysiologie auf die oben genannten Merkmale besonderen Wert zu legen. „Die Strategie einer rationellen Fütterung soll das genetische Wachstumspotential der Tiere ausschöpfen, dabei aber die Nährstoffverwertung und Körperzusammensetzung optimieren“ (ROTH & ETTLE, 2004). Die wertvollen Teilstücke des Schlachtkörpers (SK) sind die Brust und das Schenkelfleisch, welche bei guter Fleischqualität und wenig Verfettung, ausgeprägt sein sollen. Für den Verbraucher sind beim Geflügelfleisch sensorische Eigenschaften wie Frischegrad, Zartheit, Farbe, Geschmack sowie Zubereitungsverluste entscheidende Qualitätskriterien (RISTIC, 2009). Die Qualität des Fleisches sowie die genannten Merkmale sind abhängig von der Haltung, Schlachtmethodik, Lagerzeit, Genetik und Fütterung.



Hinzu kommen im Hinblick auf den Umweltschutz eine gute Futtermittelverwertung und geringe Stickstoff- sowie Phosphatausscheidung (ROTH & ETTLE, 2004).

### **Schlachtkörperzusammensetzung beim Masthähnchen**

Die Endmastgewichte moderner Masthähnchen-Linien variieren in Abhängigkeit von Mastdauer, Fütterung, Genetik, Haltungsbedingungen und Geschlecht (RISTIC & STEINER, 2004; ROTH & ETTLE, 2004). Für die Herkunft Ross 308 sowie Cobb 500 geben RISTIC *et al.* (2004) ein durchschnittliches Gewicht von 1091g nach 35 Tagen an. Den höchsten Anteil für die Gewichtsklasse mit 1500g Endmastgewicht am SK hatten bei Ross 308 die Brustmuskulatur mit 33 % und die Schenkelmuskulatur mit 32,9 %. Der Rücken und die Flügel machten mit 22,3 % bzw. 11,7 % den kleineren Anteil aus (RISTIC & STEINER, 2004). Bei Tieren mit ca. 3000g Endgewicht und ca. 2100g  $\pm$ 100g Schlachtgewicht betrug der Brustfleischanteil, je nach Geschlecht, für männliche Tiere 24,3 % und für weibliche Tiere 26,8 %. Der Schenkelanteil lag für männliche Tiere bei 27,7 %, für weibliche Tiere bei 25,7 % (HÖRNING *et al.*, 2009). Die Zusammensetzung der Teilstücke ergibt nach RISTIC *et al.* (2004) für den BM einen Fettgehalt von 0,96 %.

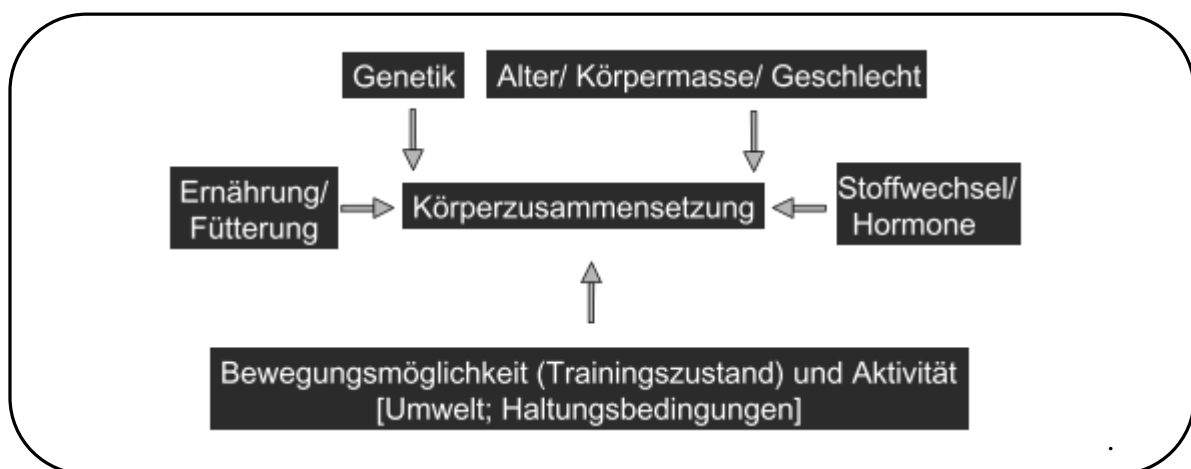




## 2. Methoden zur Bestimmung der Körperzusammensetzung

Die Körperzusammensetzung eines Organismus ist abhängig von verschiedenen Faktoren, wobei Veränderungen auf Ebene des Individuums, der Population und der Spezies in Abhängigkeit von Alter, Geschlecht, Ernährungszustand, Reproduktionsstatus und Umweltbedingungen zu berücksichtigen sind (FORBES, 1999; SPEAKMAN, 2001).

Abbildung 4 zeigt, welche Faktoren auf die Körperzusammensetzung einwirken können. Dies soll verdeutlichen, dass jedes Verfahren nur eine Momentaufnahme zur Darstellung der Körperzusammensetzung sein kann.



**Abbildung 4: Einflussfaktoren auf die Körperzusammensetzung aus (SCHOLZ, 2002)**

### 2.1. Direkte Methoden

#### Grobgewebliche Ganzkörperzerlegung

Die Zerlegung eines Tierkörpers und das Wiegen der einzelnen Bestandteile stellt die ursprünglichste Methode dar, die Zusammensetzung zu beurteilen. Sie dient neben der chemischen Analyse als Referenzmethode, um alternative Verfahren zu verifizieren (SCHOLZ & BAULAIN, 2009).



## **Chemische Analyse (CA)**

Die chemische Analyse wird zur Verifizierung neuerer Methoden eingesetzt. Um die Aussagekraft bildgebender Verfahren zu überprüfen ist die chemische Analyse nach § 64 LFGB (Lebensmittel Bedarfsgegenstände und Futtermittelgesetzbuch) die Standardmethode und setzt eine Tötung der Tiere mit anschließender Vorbereitung des Körpers voraus. Der Inhalt des Magen-Darm-Traktes, bei Vögeln auch des Kropfes, sowie, je nach Fragestellung, weitere Teile wie Haut, Federn oder Körperanhänge werden entfernt. Größere Tiere oder Tierkörper Teile werden zerlegt und homogenisiert. Anschließend erfolgt eine Trocknung der Probe, um den Wassergehalt zu bestimmen. Im weiteren Verlauf werden die Anteile von Fett, Protein und Asche innerhalb der Probe bestimmt (REYNOLDS D. SCOTT, 2001). An jungen Hunden untersuchten beispielsweise KIENZLE *et al.* (1998) die CA zur Bestimmung der Körperzusammensetzung und um die Methode als Referenz für bildgebende Verfahren zu verifizieren.

### **2.2. Indirekte Methoden**

Die Messung der Körperzusammensetzung von Tieren mittels indirekter Verfahren zur Beurteilung der Wachstumsleistung basiert in den meisten Fällen „auf Gewebeinteraktionen auf atomaren oder molekularen Niveau, welche in quantitativ auswertbaren Signalen resultieren“ (SCHOLZ & BAULAIN, 2009).

SCHOLZ & BAULAIN (2009) beschreiben in ihrer Arbeit „die Anforderungen an In-Vivo Techniken für einen Einsatz am lebenden Nutztier“. Demnach sind die Anforderungen an die optimale Methode im Folgenden aufgelistet:

- Eine hohe Messgeschwindigkeit bei Zerstörungsfreiheit
- Eine hohe Messgenauigkeit bei gleichzeitiger Wiederholbarkeit > 95 %
- Praktikabilität, leichte Bedienbarkeit, Objektivität und minimale Belastung für Tier und Mensch
- Wirtschaftlichkeit bei der Anschaffung und laufenden Kosten
- Ein geringer Mess- und Analyseaufwand sowie die Robustheit des Gerätes gegen äußere Einflüsse
- Öffentliche Akzeptanz



### 2.2.1. Computertomographie (CT)

Die Computertomographie nutzt den Ionisationseffekt von Röntgenstrahlung. Die Ionisierung findet in einer mit Edelgas gefüllten Hochdruckkammer statt, in welcher Gasmoleküle durch den Aufprall energiereicher Röntgenquanten angeregt werden (WETZKE *et al.*, 2013). Eine Potentialdifferenz zwischen der Kathode und Anode lässt die Teilchen in der Ionisationskammer zu den Elektroden wandern, wo elektrische Signale erzeugt werden (LANGE, 1988). Die Bildgebung basiert auf der indirekten Messung der Schwächung der Strahlung durch das Gewebe (WETZKE *et al.*, 2013).

Im Gegensatz zum Röntgenbild können in der CT überlagerungsfreie Schnittbilder angefertigt werden, welche durch eine bewegliche auf einer Kreisbahn rotierende Kombination aus Detektor und Röntgenröhre gewonnen werden (JACKSON & THOMAS, 2009). Die Bilddaten ähneln stark den im MRT gewonnenen Aufnahmen, jedoch können mittels Kernspintomographie vor allem gute Darstellungen von „Unterschieden zwischen verschiedenen Geweben und Organen, die dem fettfreien Magergewebe zuzuordnen sind“ (SCHOLZ & BAULAIN, 2009) erzeugt werden, während die CT in der Darstellung knöcherner Gewebe gute Kontraste abbildet. Die Anschaffungs- und Betriebskosten liegen deutlich unter denen von Hochleistungs-MRT Geräten. Die Methode wird dennoch, aufgrund ihrer Kosten und des stationären Aufbaus vorerst nur Forschungs- und Zuchtunternehmen vorbehalten sein (SZABO *et al.*, 1999).

*In Vivo* Untersuchungen der Körperzusammensetzung beim Geflügel mittels CT haben (ANDRASSY-BAKA *et al.*, 2003) durchgeführt. Tiere im Alter zwischen 4 und 18 Wochen wurden mittels CT untersucht und anschließend einer chemischen Analyse unterzogen. Das Ergebnis der Studie zeigt, dass eine Beziehung von  $R^2=0,89$  bzw.  $0,98$  für die Schätzungen des Ganzkörperfettes besteht. Für den Proteinanteil ergeben sich Werte von  $R^2=0,39$  bzw.  $0,44$ . Die Autoren empfehlen die Methode für die Leistungsprüfung beim Masthähnchen; besonders betont wird die Aussagekraft der Analyse des Bauchfettes, welches eine sehr hohe Beziehung mit dem Gesamtkörperfett aufweist. Zudem bietet das Bauchfett mit  $h^2=0,40$  eine relativ hohe Heritabilität und damit die Möglichkeit der züchterischen Einflussnahme auf die Verfettung bei schnell wachsenden Rassen (ANDRASSY-BAKA *et al.*, 2003).



Die Verwendung der Computertomographie ist aufgrund ihrer hohen Kosten und den Schwierigkeiten der praktischen Durchführung keine lohnende Alternative für die Geflügelindustrie (REMIGNON *et al.*, 2000).

### 2.2.2. Ultraschall (US)

#### Technologie

Ultraschall beruht auf Schallwellen, die oberhalb des menschlichen Hörvermögens ( $> 20$  kHz) liegen. Schallwellen bewegen sich mit unterschiedlicher Geschwindigkeit in verschiedenen Materialien fort (JACKSON & THOMAS, 2009). Als Dämpfung oder Absorption wird die Schwächung von Wellen innerhalb dieser Medien bezeichnet (SCHELLING, 2000). Luft absorbiert Schallwellen stark, was zu einer Schallauslöschung führt. Flüssigkeiten dagegen schwächen den Schall nur geringfügig ab. Die Reflexion von Ultraschallwellen (USW) im Gewebe ist abhängig von der Dichte des Gewebes und dem Einfallswinkel, mit dem die USW auf die Grenzfläche zweier Medien treffen. Es gilt Einfallswinkel=Ausfallswinkel, was bei einem tangentialen Auftreffen der Wellen zu einem Schallverlust führen kann (JACKSON & THOMAS, 2009). In Tabelle 3 sind die unterschiedlichen Geschwindigkeiten von USW in Gewebe (bei einer Temperatur von  $37^{\circ}\text{C}$  dargestellt).

**Tabelle 3: Geschwindigkeit von USW in verschiedenen Geweben (Temperatur in  $^{\circ}\text{C}$  37 )**

Gewebe	Geschwindigkeit (m/s)
Luft	331
Lunge	650
Weichgewebe	1540
Knochen	3500

Das wichtigste Teil des Ultraschallgerätes ist der Schallkopf, welcher durch elektrische Impulse einen piezoelektrischen Kristall in Schwingung versetzt, der schubweise longitudinale Wellen abgibt und die von Oberflächen zurückgeworfenen Wellen auffängt (LORENZ, 1988). Mittels eines Verstärkers können die so gewonnenen Daten in ein zweidimensionales Bild umgewandelt und auf einem Bildschirm dargestellt werden (SPEAKMAN, 2001).



## Anwendung

Der Einsatz des Ultraschalls in der Tierzucht und Tiermedizin ist vielfältig. Die Reproduktionsmedizin, sowie klinische Internistik, Chirurgie und andere Fachbereiche nutzen diese Technik (SPEAKMAN, 2001).

Der *Musculus pectoralis dexter et sinister* (Brustmuskel rechts und links), zusammengefasst als “BM“, ist beim Geflügel der wertvollste Teil des Schlachtkörpers. Die Bemühungen der Züchter den Anteil der Brustmuskulatur am Gesamtgewicht zu erhöhen sind groß (ROTH & ETTLE, 2004). Das Standardverfahren der Leistungsprüfung ist die Nachkommen- oder Vollgeschwisterprüfung, verbunden mit der Zerlegung des SK. Der Ultraschall ist im Vergleich zu MRT und CT eine günstige Methode und ist zudem transportabel (DAVENEL *et al.*, 2000). REMIGNON *et al.* (2000) kommen zu dem Schluss, dass der Ultraschall in Verbindung mit dem Lebendgewicht eine gute Möglichkeit zur Vorhersage des Brustmuskelgewichtes darstellt ( $R^2=0,90$ ). Dazu untersuchten sie 152 Tiere lebend im Alter von sechs Wochen. Die Untersuchung wurde von zwei Prüfern drei Mal wiederholt um Abweichungen in den Ergebnissen auszuschließen. Da die Methode relativ zeitaufwendige manuelle Auswertung erfordert, sahen die Autoren keine Praxistauglichkeit für Zuchtverbände. Die Methode der Echtzeit-Echographie (RTU – real-time Ultrasound) als schnelle, nicht destruktive und günstige Methode für die Bestimmung der Körperzusammensetzung untersuchten OVIEDO-RONDON *et al.* (2007). Zu diesem Zweck wurden bei 835 Tieren verschiedener Genetik (Ross, Cobb, Hubbard) Messungen auf beiden Seiten des Brustbeines vorgenommen. Einflüsse durch Geschlecht, Alter oder Genetik auf die Genauigkeit der Modelle konnten die Autoren ausschließen. Die rechte Seite des Brustmuskels wies effizientere Aussagen auf, als die linke. Die hohe Beziehung zwischen dem Brustmuskelgewicht und der RTU Messung ( $R^2=0,97$ ) sprechen für die Eignung der Methode.

FARHAT *et al.* (2000) zeigten, dass die Bestimmung der Brustmuskeldicke mittels US möglich ist. Männliche und weibliche Pekingenten wurden auf größere Brustmuskeldicke selektiert und mit einer nicht selektierten Kontrollgruppe verglichen. Die Tiere wurden in gemischtgeschlechtlichen und getrenntgeschlechtlichen Gruppen aufgezogen. Männliche Tiere hatten eine signifikant höhere Brustmuskeldicke ( $p<0,05$ ) und bei beiden Geschlechtern war die Versuchsgruppe der Kontrollgruppe



signifikant überlegen. Die Autoren sehen eine Eignung der Methode für die züchterische Selektion bei Enten (FARHAT & CHAVEZ, 2000).

Weitere Untersuchungen führten FARHAT *et al.* (2001) bei weiblichen Pekingen-ten durch. Ziel der Untersuchung war es den Einfluss der Fütterung auf den Plasmaspiegel von Triglyzeriden, Cholesterol und anderen metabolischen Parametern zu evaluieren. Zu diesem Zweck wurden magere und fette Tiere selektiert und ihre Brustmuskeldicke mittels US bestimmt. Die Autoren erklären, dass die Bestimmung von mageren und fetten Tieren mittels US bei der Selektion auf diese Parameter nützlich ist und eine positive Beziehung zu den metabolischen Plasmaspiegeln ausweist (FARHAT & CHAVEZ, 2001).

### **2.2.3. Weitere Methoden**

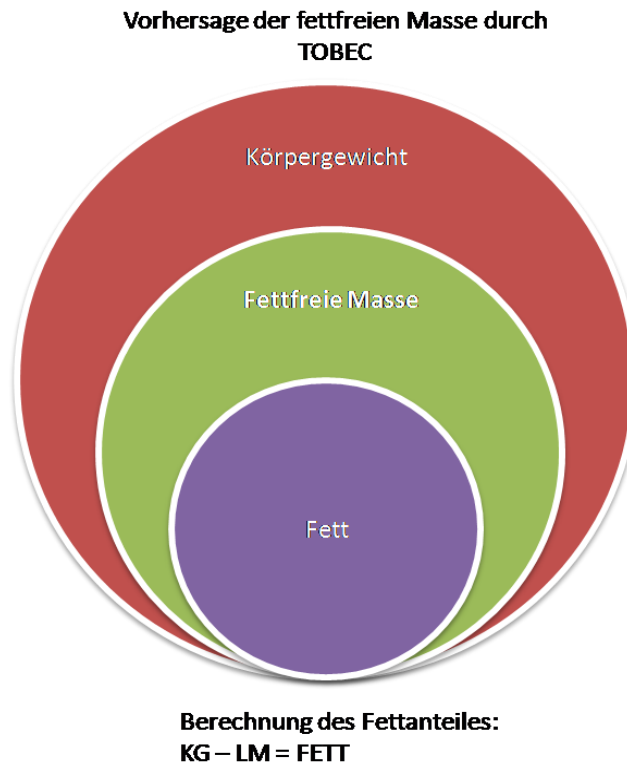
#### **Bioelektrische Impedanz (BIA)**

Die Bioelektrische Impedanz (BIA) dient der Schätzung des Körperwassers nach dem Prinzip des Spannungsabfalls in einem biologischen System. Ein schwacher Wechselstrom wird angelegt und aus dem Abstand der Elektroden sowie dem Körpergewicht errechnet das Gerät die Zusammensetzung. Die Impedanz ist ein Spannungsabfall, welcher in verschiedenen Geweben unterschiedlich ausfällt (SCHOLZ&BAULAIN 2009). Das System ist mobil, kostengünstig und einfach in der Anwendung. Jedoch wurden bisher wenige Studien zur Verifizierung der Methode durchgeführt und die Genauigkeit der Vorhersage wird diskutiert. Anwendung findet die Methode nur bei Ratten und Rindern (VAN MARKEN LICHTENBELT, 2001).



### **Total Body Electrical Conductivity (TOBEC)**

TOBEC ist ein weiteres Verfahren zur Bestimmung des Körperwasseranteils. Bei dieser Methode wird die Leitfähigkeit der Wasserfraktion untersucht. Die Technologie ist ähnlich der BIA, nur wird anstatt der Elektroden eine elektromagnetische Spule verwendet. Die Untersuchung ist schnell und mit nur geringer Stressbelastung für das Tier verbunden. Die Methode wurde an einer Vielzahl verschiedener Spezies angewendet und ursprünglich für die fleischverarbeitende Industrie sowie die Landwirtschaft entwickelt (SCOTT *et al.*, 2001). Die Methode basiert auf der Leitfähigkeit der fettfreien Masse des Körpers in denen sich der Großteil aller gelösten Elektrolyten befindet. Unter Annahme eines Zwei-Komponenten-Modells (siehe Abbildung 5) bestehend aus Fett und fettfreier Masse, kann durch Bestimmung der fettfreien Masse die Menge des Fettes errechnet werden (REYNOLDS D. SCOTT, 2001). In einem Fütterungsversuch mit unterschiedlichen Proteingehalten untersuchten DÄNICKE *et al.* (1997) die Methode im Hinblick auf Rohprotein, Wasser und Rohasche. Dazu wurden männliche Masthähnchen in Zweitages-Intervallen, beginnend am Tag des Schlüpfens untersucht. In insgesamt 196 TOBEC Messungen wurde die Vorhersagekraft für die genannten Merkmale evaluiert.  $R^2$  variiert für den Fettgehalt, verglichen mit einer chemischen Analyse, zwischen 0.36 und 0.86. Die Genauigkeit ist nach Ansicht der Autoren für Einzeltieruntersuchungen nicht ausreichend. Mit entsprechenden Regressionsgleichungen und unter Berücksichtigung der Standardabweichungen sehen die Autoren die Möglichkeit der Nutzung von TOBEC für Gruppenuntersuchungen beim Masthähnchen (DÄNICKE *et al.*, 1997).



**Abbildung 5: Zwei-Komponenten Modell und Berechnung des Körperfettanteiles mittel TOBEC (KG= Körpergewicht; LM= fettfreie Masse)**

### **Nahinfrarot-Interaktanz (NIR)**

Die Nahinfrarot-Interaktanz nutzt die Reflexion und Absorption von Licht (850 - 2600 nm Wellenlänge) im Gewebe. Mit Hilfe eines Messkopfes, der an einer geeigneten Körperstelle angesetzt wird, registrieren Sensoren die Absorption durch Fettgewebe, bzw. Reflektion durch fettfreie Masse (CONWAY *et al.*, 1984). Merkmale wie Körpergewicht, Geschlecht und Körpertyp werden in die Berechnung mit einbezogen (SCHOLZ, 2002). Die Vorhersagekraft kann durch Informationen wie das KG oder andere Methoden wie den Ultraschall verbessert werden (CONWAY *et al.*, 1984).





## **Verdünnungsmethode**

Bei der Verdünnungsmethode wird angenommen, dass die Menge des Wassers im Körper relativ konstant ist. Ein nicht toxischer Indikator wird oral oder intravenös verabreicht. Dieser reichert sich im Zielgewebe, dem Körperwasser, gleichmäßig an. Es wird angenommen, dass das Verteilungsvolumen sowie die Verstoffwechslung des Indikators dem des Kompartiments entsprechen. So lässt sich mittels einer repräsentativen Stichprobe eine Aussage über die Konzentration treffen. Um auf die anderen Kompartimente Fett und Magergewebe schließen zu können, werden Informationen über den physiologischen Status des Tieren und Referenzwerte aus Versuchen mittels chemischer Analyse oder Ganzkörperzerlegung benötigt. (SCHOLZ & BAULAIN, 2009)

### **2.2.4. Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie (DXA)**

#### **2.2.4.1. Technologie**

Die Methode basiert auf einer Durchdringung des Gewebes bzw. des Versuchssubjektes mit hochenergetischer Röntgenstrahlung und wurde ursprünglich für die Messung der Osteoporose beim Menschen entwickelt (KELLY *et al.*, 1998). Die Technik ist für den klinischen Einsatz seit den frühen achtziger Jahren verfügbar und unterliegt einer ständigen Weiterentwicklung (PIETROBELLI *et al.*, 1996).

Zu Beginn der Entwicklung wurden Radionuklide und damit radioaktive Strahlung verwendet. Die ersten Geräte verwendeten Radionuklide mit einem Photonenpeak. Es handelte sich um monoenergetische oder monochromatische Strahlung, die Methode heißt Monophotonen-Absorptiometrie (MPA). Monoenergetische Strahlung bedeutet, dass die Gammastrahlung, welche ausgesendet wird, bzw. die Alphateilchen immer das gleiche Energieniveau haben. Später wurden Radionuklide mit zwei Strahlungspeaks verwendet, woraus sich die Dualphotonen-Absorptiometrie (DPA) ergab (PIETROBELLI *et al.*, 1996). Das Prinzip der DPA beruht auf der Absorption bestimmter Wellenlängen durch unterschiedliche Gewebe. Mit dieser Methode war es möglich zwischen Knochenmineral und Weichgewebe zu differenzieren (BLAKE & FOGELMAN, 1997).

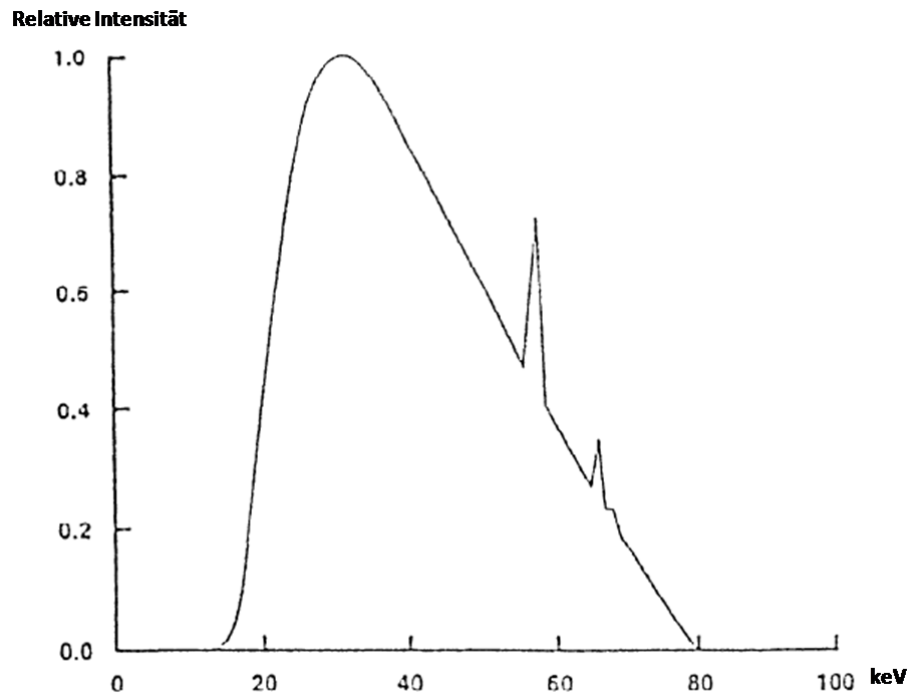
Die Weiterentwicklung der Geräte zur Verwendung von Röntgenstrahlung brachte den Vorteil, dass die Strahlung nach Beendigung des Versuches abgeschaltet werden konnte. Die Belastung für den Patienten im Sinne der Untersuchungszeit wurde



verkürzt und die Strahlenbelastung verringert (BLAKE & FOGELMAN, 1997). Röntgengeräte arbeiten mit beschleunigten Elektroden, die an einer Röntgenröhre abgebremst werden, und so Strahlung erzeugen. Wird die Beschleunigung der Elektroden abgeschaltet, versiegt auch die Strahlung (LANGE, 1988).

Im Unterschied dazu steht die Kernstrahlung, die in ihrer Existenz an Radionuklide gebunden ist und solange aktiv bleibt, bis das letzte Radionuklid zerfallen ist (MORTIMER *et al.*, 2014). Des Weiteren ist mittels Röntgenstrahlung eine höhere Photonenflussdichte und damit höhere Geschwindigkeit gegenüber der MPA/DPA möglich. Über das Anlegen unterschiedlicher Spannungen kann eine Steuerung der Strahlungsintensität erreicht werden (PIETROBELLI *et al.*, 1996). Röntgenstrahlung besitzt ein breites Spektrum an Photonenenergieniveaus die dem Detektor zur Verfügung stehen, um Informationen über das durchdrungene Gewebe zu ermitteln (BLAKE & FOGELMAN, 1997). Röntgenstrahlen werden erzeugt, indem an einer Kathode Elektronen emittiert werden, welche innerhalb der Röntgenröhre zur Anode hin beschleunigt werden. An der Anode schlagen diese Elektronen ein "Elektronenloch" in eine der inneren Atomschalen. Die innerste Atomschale wird auch K-Schale genannt. Dieses Loch wird mit Elektronen der äußeren Schale aufgefüllt. Bei diesem Vorgang wird Strahlung freigesetzt (LANGE, 1988).

Typisch für das Spektrum der Röntgenstrahlung (ca. 15 keV – 80 keV) bei der DXA sind die Energie-Peaks bei 55 keV und 70 keV; siehe Abbildung 6. Jedes Material hat ein eigenes Röntgenspektrum, das zur Diagnostik genutzt werden kann (PIETROBELLI *et al.*, 1996).



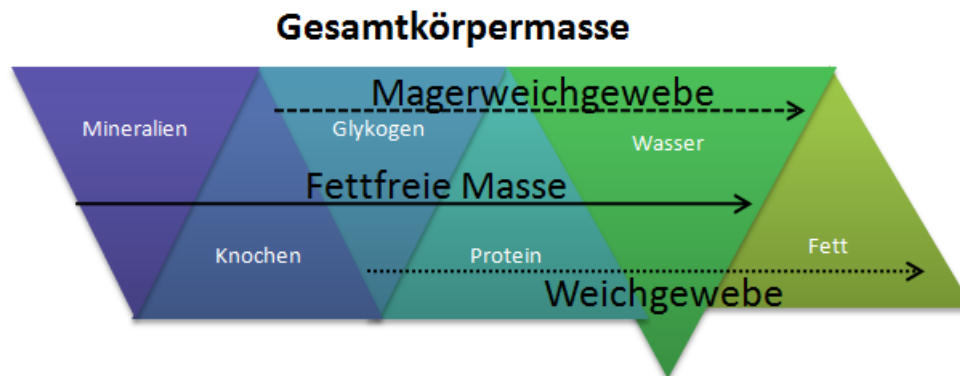
**Abbildung 6: Strahlungsspektrum von Röntgenstrahlung mit Energiepeaks bei 55keV und 70keV modifiziert nach Pietrobelli *et al.* (1996)**

Um die zwei Energiepeaks zu erhalten (siehe Abbildung 6), können verschiedene Methoden eingesetzt werden. Eine Möglichkeit ist, einen sogenannten K-Filter zu verwenden. Dieser Filter besteht aus seltenen Erden wie Cerium oder Samarium. Um die Elektronen der K-Schale zu emittieren, muss die Photonen-Energie gleich der Bindungsenergie der Elektronen des verwendeten Materials sein (PIETROBELLI *et al.*, 1996).

Die Berechnung der Körperzusammensetzung basiert auf der Schwächung der Röntgenstrahlung durch das Gewebe. Jedes Gewebe hat einen eigenen Röntgenschwächungskoeffizienten ( $R$ ). Pietrobelli *et al.* (1996) haben ( $R$ ) für verschiedene Gewebe und Stoffe ermittelt. Die Schwächung der Photonenintensität resultiert hauptsächlich aus Absorption und zum Teil aus einer ungerichteten Streuung (Ablenkung) der Photonen beim “Durchdringen“ der Elektronenhülle (SCHOLZ, 2002). Die Interaktion der Röntgenstrahlung mit dem Gewebe ist abhängig von der Körperdicke, Körperdichte und Ordnungszahl der Atome. Weichgewebe weist bei der Schwächung unterschiedlicher Strahlungsenergien nur eine geringe Differenzierung auf. Knochengewebe zeigt eine deutlich stärkere Differenzierung im Schwächungsprofil (FELSENBERG & GOWIN, 1999).



Die Berechnungen der DXA-Messungen gehen von einem Drei-Komponenten-Modell aus (siehe Abbildung 7).



**Abbildung 7: Komponentenmodell zur Körperzusammensetzung**

Es werden Fett, Knochenmineral und Magerweichgewebe unterschieden (MITCHELL *et al.*, 2001). Um drei Komponenten schätzen zu können, müssen die Pixel zunächst in zwei Kategorien aufgeteilt werden; zum einen Pixel, die nur Weichgewebe enthalten und zum anderen solche die Knochenmineralstoff und Weichgewebe enthalten. Da der Röntgenstrahl das Tier vollständig durchdringt, ist davon auszugehen, dass zu keinem Zeitpunkt ein R-Wert auftritt, der eine eindeutige Zuordnung zu einem der Gewebe zulässt. Mittels einer Histogramm-Analyse und komplexen Algorithmen für die Bildverarbeitung können die Bildpunkte, die Knochenmineralstoff enthalten und solche die allein aus Weichgewebe bestehen, differenziert werden (SCHOLZ, 2002). Wie in Abbildung 8 zu sehen, erstellt die Software ein Abbild des vorhandenen Skelettes oder für das Weichgewebe.



**Abbildung 8: DXA Analyse eines Masthähnchens mit Markierung der knöchernen Anteile (links: Skelett betont; rechts: Weichgewebe betont)**

Im zweiten Schritt werden für die allein Weichgewebe enthaltenden Bildpunkte anhand des Röntgenschwächungskoeffizienten der Fett- und der Magerweichgewebeanteil ermittelt.

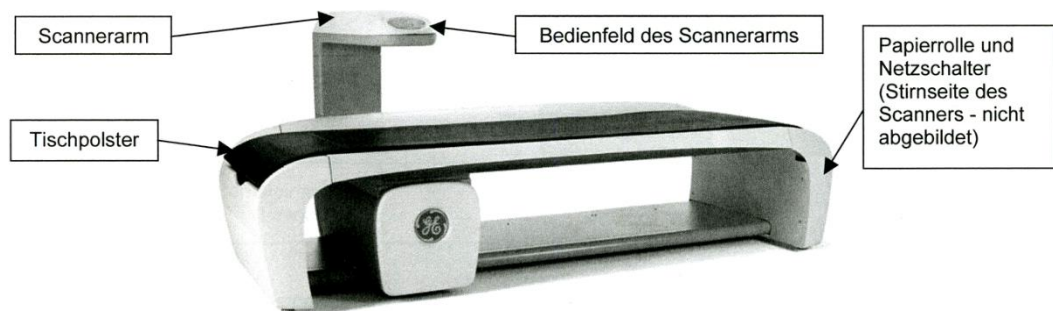
### **Aufbau des Gerätes**

Um die emittierte Strahlung zu erfassen, wird ein Empfänger benötigt. Der Detektor befindet sich entweder in einem beweglichen Arm, der computergesteuert über den Patienten hinweg bewegt wird (siehe Abbildung 9). Alternativ kann der Detektor auch unter dem Patiententisch montiert sein.

In älteren Geräten befindet sich ein Detektor, der einen punktförmigen Röntgenstrahl (Pencil-Beam) erfasst. Neuere Geräte verwenden einen sog. Fan-Beam, das heißt einen fächerförmigen Röntgenstrahl, der von mehreren Detektoren erfasst wird. Über dieses Verfahren können die Pixel auf einer Linie erfasst werden um die Scan-Zeit zu verkürzen und Bewegungsartefakte zu vermeiden (ABRAHAMSEN



*et al.*, 1995). Vor der ersten Messung des Tages muss das Gerät, mit einem geeichten Objekt (Hartplastikquader mit Aluminium-Zylindern) im Rahmen einer Qualitätsprüfung auf seine Messeigenschaften überprüft werden (GE-HEALTHCARE, 2014). Der Schlachtkörper wird auf dem Scannertisch in einer vorgegeben Position gelagert. Bei *in vivo* Versuchen wird der Proband (zusätzlich zur Narkose) leicht mittels Klettbändern fixiert, um Bewegungsunschärfen im Bild zu vermeiden. Metallteile müssen aufgrund starker Absorptionseigenschaft vor Untersuchungsbeginn entfernt werden. Des Weiteren sollten innerhalb von 72 Stunden vor der Messung dem Patienten keine Radionuklide injiziert worden sein. Einige Kunst- und Vinylstoffe können sich mit ihren Röntgenstrahlabschwächungseigenschaften auf die Ergebnisse auswirken (GE-HEALTHCARE, 2014). Der Aufbau der verschiedenen Geräte ist im Prinzip ähnlich (siehe Abbildung 9). Bei anderen Geräten besteht die Möglichkeit der Unterbringung der Röntgenquelle im Arm des Scanners und Einbau des Detektors in bzw. unter den Scannertisch.



**Abbildung 9: Darstellung eines iDXA von General Electric und iDXA mit Masthähnchen Schlachtkörper**



#### 2.2.4.2. Anwendung beim Menschen

DXA ist in der Humanmedizin weit verbreitet und ermöglicht eine schnelle, günstige, nicht invasive Messung der Körperzusammensetzung mit einer guten Vorhersagegenauigkeit (GRIER *et al.*, 1996).

Die Methode wurde in der Humanmedizin zur Messung der Osteoporose entwickelt und galt lange als das Standardverfahren zur Knochendichtemessung (BLAKE & FOGELMAN, 1997; SWENNEN *et al.*, 2004). Neuere Untersuchungen zeigen, dass der Quantitative Ultraschall als Alternative für die DXA Messung im Menopause Screening dienen kann (HANS *et al.*, 2002). DXA kann die Zusammensetzung der Wirbelsäule und des Oberschenkelhalses, die von Osteoporose am stärksten betroffenen Knochenregionen, präzise erfassen (FELSENBERG & GOWIN, 1999). Veränderungen der Knochenmasse werden im Röntgenbild erfasst und geschätzt. Um diese Veränderungen *in vivo* zu quantifizieren steht derzeit nur DXA und CT zur Verfügung (FELSENBERG & GOWIN, 1999). Ein enger Zusammenhang zwischen der BMD und erhöhtem Frakturrisiko ist belegt (BLAKE & FOGELMAN, 1997). Auch für die Verlaufsdagnostik der Frakturheilung sowie periprothetische Knochenmineralmessungen ist die Methode geeignet (GRIER *et al.*, 1996). Ein weiteres wichtiges Einsatzgebiet ist die Messung der Knochendichte bei peri- und postmenopausalen Frauen, deren Skelett eine verringerte Knochendichte aufweist. Eine Hormon- oder alternative Therapie kann nachweislich das Frakturrisiko verringern (BLAKE & FOGELMAN, 1997).

#### 2.2.4.3. Anwendung beim Masthähnchen

Die Anwendung beim Masthähnchen erprobten u.a. MITCHELL *et al.* (1997) am intakten Schlachtkörper, SWENNEN *et al.* (2004) und SCHREIWEIS *et al.* (2005) bei der Legehenne, sowie SCHÖLLHORN (2007) und KREUZER (2008) bei verschiedenen Putengenotypen.

MITCHELL *et al.* (1997) untersuchten 130 Tiere mittels Lunar DPX-L. Die Auswertung erfolgte mit dem pediatric total body mode bzw. small animal total body mode. Die 130 männlichen Tiere wurden an Tag 7 zufällig ausgewählt und verschiedenen Fütterungsgruppen zugeteilt, um eine möglichst heterogene Körperzusammensetzung zu erzeugen. Die Gewichte schwankten zwischen 403 g-3289 g. Die Tiere wurden zum Teil nur anästhesiert und damit lebend untersucht und zum



Teil mittels Vergasung durch CO<sub>2</sub> Inhalation getötet und anschließend gescannt. Nach der bildgebenden Untersuchung wurden die Tiere gerupft, homogenisiert und chemisch auf ihre Zusammensetzung bezüglich Fett, Wasser und Protein untersucht. Die Ergebnisse deuteten darauf hin, dass eine generelle Aussage über die Körperzusammensetzung möglich ist. Bei einem Gewicht unter 2000 g wurde die Aussagekraft ungenauer. Die Beziehung für die Körpermasse zwischen DXA-Gewicht und manuellem Wiegen betrug für Tiere über 2000 g  $R^2=0,98$ . Die Bestimmung der fettfreien Körpermasse ergab eine relativ enge Beziehung von  $R^2=0,90$  für Totalprotein und 0,93 für Wasser.

Die Autoren schlussfolgern jedoch, dass DXA für die Analyse von Masthähnchen mit einem Gewicht unter 2000 g fehlerbehaftet und nicht für den Einsatz geeignet ist, insbesondere weil die für alle Gruppen kombinierte Beziehung zwischen Knochenmineralgehalt und Gesamtkörperrohasche mit einem Bestimmtheitsmaß von  $R^2=0,46$  eine relativ geringe Übereinstimmung aufwies. Tiere über 2000 g konnten mit dieser Methode gut beurteilt werden. Weitere Gegenargumente waren nach MITCHELL *et al.* (1997) die langwierige Untersuchung mit Narkose und Lagerung jedes einzelnen Tieres.

Bestätigt wurde die Untersuchung von SWENNEN *et al.* (2004). Zweck des Versuches war, die Genauigkeit der DXA-Methode, den Einfluss verschiedener Modi, den Einfluss der Lagerung sowie den abschwächenden Einfluss von Plastikfolie zur Abdeckung des Tisches zu bestimmen. Die Genauigkeit der Vorhersage hatte den höchsten Wert für Total Tissue (TT) und LEAN, gefolgt von BMC und BMD und den niedrigsten für die Fettmasse. Der Modus, die Lagerung sowie die Folie hatten keinen signifikanten Einfluss auf die Vorhersage. Dennoch wurden alle Parameter, außer dem Körpergewicht in ihrem Wert durch den Scan-Modus beeinflusst. Der hochauflösende Modus lag in der Vorhersage von Fettmasse und BMC über den Ergebnissen des langsameren Detail-Modus, bei fettfreier Masse und BMD jedoch darunter. Die Plastikfolie hatte nur bei der Fettmasse sowie dem prozentualen Fettgehalt einen signifikanten Einfluss. Zusammenfassend zeigt die Studie, dass DXA in der Vorhersage der Körpermasse, des Magergewebes, der Fettmasse und des prozentualen Fettgehaltes eine sehr hohe Genauigkeit besitzt. Für die Rohaschemenge, also Knochenmineral und sonstige Mineralbestandteile trifft dies nicht zu. Auch SWENNEN *et al.* (2004) empfehlen den Einsatz von DXA für Masthähnchen *in vivo*.





Die Legerasse White Leghorn wurde von SCHREIWEIS *et al.* (2005) mittels DXA auf ihre Knochenmineraldichte in Abhängigkeit von der Calcium-Fütterung untersucht. DXA Untersuchungen wurden an lebenden Hennen in 10-wöchigen Intervallen zwischen der 17. und der 67. Lebenswoche durchgeführt. Die untersuchten Regionen waren die Tibia und der Humerus. Anschließend wurden einzelne Tiere euthanasiert und die Bruchstärke sowie die Mineralisation der Knochen dienten als Referenz für diese Methode. Die Studie kommt zu dem Schluss, dass DXA für BMD und BMC eine hohe Beziehung zu den invasiven Methoden Bruchstärke und Knochenmineralgehalt aufweist,  $p < 0,0001$ . Die Autoren empfehlen DXA als geeignetes Instrument zur Untersuchung des Skelettes bei lebenden Vögeln.

SCHÖLLHORN (2007) untersuchte die Anwendbarkeit von DXA zur Messung der Körperzusammensetzung bei Puten. Zu diesem Zweck wurden verschiedene Puten-Genotypen aus vier Altersklassen beider Geschlechter, in einem Gewichtsbereich von 1,3 – 24,1 kg, untersucht. Die Analyse erfolgte *post mortem*, tiefgefroren und in Kunststofftüten verpackt. Um ein Referenzgewicht zu erhalten, wurden die Tiere gewogen. Die Studie kam zu dem Schluss, dass DXA das Gewicht der Tiere mit einer sehr hohen Genauigkeit ( $R^2=0,99$ ; RMSE 351 g), und sehr guter Wiederholbarkeit ( $R^2=1$ ; RMSE=2 g) vorhersagen konnte. Des Weiteren, konnte ein deutlicher Unterschied im Gewicht, sowie der Körperzusammensetzung der beiden Genotypen Kelly Bronze und Big6 im Mastverlauf dargestellt werden. Zur Validierung der Ergebnisse in Bezug auf die Körperzusammensetzung sollte eine chemische Analyse oder grob-gewebliche Zerlegung erfolgen.

KREUZER (2008) untersuchte mittels DXA den Einfluss von Futtermitteln in der Putenmast auf den Wachstumsverlauf. Dazu wurden Puten mit unterschiedlichen Fütterungsintensitäten in verschiedenen Altersgruppen (6, 12, 18 und 22 Wochen) untersucht. Die DXA-Untersuchung fand in einem Gewichtsbereich von 1,3-24,1 kg, *post mortem*, tiefgefroren und in Kunststofftüten verpackt, statt. Zur Evaluierung der Ergebnisse wurden die aufgetauten Tiere einer chemischen Analyse unterzogen. Für die Merkmale KGW, BMC, FAT, FATPC und LEAN fanden sich enge bis sehr enge Übereinstimmungen mit der CA. Keine Übereinstimmung fand sich beim Rohascheanteil und Knochenmineralgehalt zwischen den beiden Messmethoden für eine der Altersgruppen.



SALAS *et al.* (2012) untersuchten Masthähnchen der Linie Cobb500. Über einen Zeitraum von 60 Tagen, von Tag 1 bis Tag 60, wurden jeden dritten Tag Tiere aus der Gruppe entfernt und mittels eines Lunar Prodigy GE<sup>®</sup> im Kleintiermodus untersucht. Als Referenzmethode wurde die CA gewählt. Die Ergebnisse zeigten, dass für das Gesamtgewicht, BMC, die Fettmasse und LEAN sehr gute Vorhersagen möglich waren ( $R^2=0,99$ ;  $0,99$ ;  $0,84$ ;  $0,94$ ;  $p<0,001$ ). Auch bei anderen Tierarten wurde DXA für diagnostische Zwecke und zur züchterischen Selektion eingesetzt. Untersucht wurden beispielsweise Ratten (CASEZ *et al.*, 1994); (LU *et al.*, 1994), Mäuse (LOCHMÜLLER *et al.*, 1999), Schweine (BRUNTON *et al.*, 1993; MITCHELL *et al.*, 2001; SCHOLZ, 2002; SCHOLZ & FÖRSTER, 2006) sowie Hunde (LAUTEN *et al.*, 2001; SPEAKMAN *et al.*, 2001).

#### 2.2.4.4. Variable Composition Phantom (VCP)

Um die Genauigkeit der verwendeten Modi im DXA zu evaluieren, kann ein “Variable Composition Phantom“ eingesetzt werden. Dabei handelt es sich um eine vereinfachte Nachbildung des Körpers mit der Möglichkeit, unterschiedliche Fettgehalte zu simulieren.

Zur Untersuchung grundlegender Scannereigenschaften ist ein einfacher Aufbau hilfreich. Um die Verhältnisse innerhalb eines Körpers darzustellen werden komplexere Modelle benötigt. Bei einer langen Lebensdauer der DXA-Geräte können Phantome eine gleichbleibende Qualität der Messergebnisse sicherstellen und dienen zur Kalibrierung der Soft- und Hardware (DIESEL *et al.*, 2000). Die Analyse und Bedienung wird vom Hersteller festgelegt. Anforderung an das Modell ist, verschiedene Gewebe, Gewebsdicken und Zusammensetzungen zu simulieren. Die Eigenschaften der eingesetzten Materialien müssen physikalisch lebendem Gewebe ähnlich sein (RUGE, 2007). Zum Beispiel besteht das verwendete VCP Modell aus vier Acrylblöcken, dünnen Vinyl- und Acrylaufgaben sowie einem Aluminiumkopf. Ergänzt wird das VCP durch ein Wirbelsäulenmodell. Mit Hilfe der Blöcke und Auflagen können drei verschiedene Fettgehalte und Weichgewebekombinationen simuliert werden. Die Untersuchung verschiedener Modi und DXA-Scanner haben RUGE (2007) und WENCZEL (2013) durchgeführt. Die Modi “Ganzkörper Dick“ und “Ganzkörper Standard“ verglich WENCZEL (2013) an einem GE Lunar iDXA. Im Modus Ganzkörper Dick zeigte sich die höchste Genauigkeit für die niedrigste untersuchte Fettstufe. Die Präzision war für die mittlere Fettstufe am höchsten.



Beim Vergleich der Messgeraden mit der Herstellergeraden in einer Grafik zeigte sich ein leicht steilerer Anstieg der Messgeraden für den Modus Dick. Das Bestimmtheitsmaß betrug  $R^2 = 1$ , der Standardschätzfehler (RMSE) 0,79 %. Für den Modus Standard waren die Ergebnisse der Fettmessung ebenfalls für den geringsten Fettgehalt am genauesten und für den höchsten Fettgehalt am ungenauesten. Die Präzision war für die niedrigste und höchste Fettstufe gleich gut. Der Variationskoeffizient (%) war umso höher je niedriger die Fettstufe eingestellt wurde. Das Bestimmtheitsmaß (%) betrug  $R^2 = 1$ . Der Standardschätzfehler (RMSE) lag bei 0,69 %.

## **2.2.5. Magnetresonanztomographie (MRT)**

### **2.2.5.1. Technologie und Funktionsweise**

Die MRT wird seit Beginn der achtziger Jahre in der klinischen Diagnostik eingesetzt (DAVIS *et al.*, 1982). Die Technologie unterliegt einer stetigen Weiterentwicklung, wodurch die Indikationen für den Einsatz der Technik erweitert werden können (LANGE, 1988). Die Vorteile liegen in einem besonders hohen Kontrast für Weichteilgewebe. Die MRT arbeitet im Gegensatz zum CT und DXA nicht mit Röntgenstrahlung (JACKSON & THOMAS, 2009). Sie ist neben dem CT das für die Humanmedizin wichtigste Verfahren in der bildgebenden Diagnostik (SCHOLZ & BAULAIN, 2009).

### **Kernspin**

Die MRT nutzt das ubiquitäre Vorkommen von Wasser im Organismus. Wasserstoffprotonen sind sehr empfindlich für die Ausrichtung im Magnetfeld (DAVIS *et al.*, 1982). Atome bestehen aus einem Kern und einer Hülle, welche sich aus einer Elektronenwolke zusammensetzt. Im Kern befinden sich Protonen und Neutronen, von denen Erstere eine positive elektrische Ladung haben. Sie wirken als winzige Stabmagneten innerhalb des Körpers und richten sich in einem äußeren Magnetfeld in eine bestimmte Richtung aus. Diese Ausrichtung erfolgt entweder parallel zum Magnetfeld, oder antiparallel. Der antiparallele Zustand ist energetisch benachteiligt. Dies führt dazu, dass sich auf 2 Millionen Protonen sieben Protonen mehr parallel ausrichten wie antiparallel, also im Verhältnis 10 000 000 : 10 000 007 (Schild 1990). Gegensätzliche Ausrichtungen heben sich auf und solche entlang des Vek-



tors, welcher das externe Magnetfeld beschreibt, summieren sich. Die Protonen führen eine Art Kreiselbewegung aus, die in Abhängigkeit von der Stärke des Magnetfeldes stärker und schwächer ausfallen kann. Diese Bewegung wird Präzessionsfrequenz oder auch Kernspin genannt (JACKSON & THOMAS, 2009).

Zu Beginn der MRT Untersuchung werden die Protonen mittels einer Radiowelle, auch Hochfrequenzimpuls (HFI) genannt, angeregt. Die Energie des HFI ist nun im Zustand der Protonen gespeichert. Diese Welle hat dieselbe Frequenz wie die Präzessionsfrequenz der Protonen, so dass eine Energieübertragung möglich ist (SCHILD, 1997).

Die Welle führt dazu, dass die Protonen eine einheitliche Ausrichtung annehmen. Zum einen in ihrer Stellung zum Magnetfeld, zum anderen in ihrer Präzessionsfrequenz. Sie wechseln von einer longitudinalen Magnetisierung zu einer transversalen Magnetisierung. Protonen die in ihrer Präzessionsfrequenz gleich sind, zeigen eine Phasenkohärenz (WEISHAUPT *et al.*, 2000).

Das magnetische Moment eines Gewebes kann in einem Koordinatensystem als Vektor dargestellt werden, der die Größe und Richtung der wirkenden Kräfte zeigt. Magnetische Summenvektoren zeigen ebenfalls eine Präzessionsfrequenz bzw. rotieren um sich selbst (WEISHAUPT *et al.*, 2000).

Diese sich ändernden magnetischen Kräfte induzieren einen elektrischen Strom, welcher als Signal gemessen und verarbeitet werden kann. Die Summenvektoren werden auch als Signalintensität bezeichnet und in einem Koordinatensystem gegen die Zeit eintragen (SCHILD, 1997).

### **T<sub>1</sub> und T<sub>2</sub>**

Nach Abschalten des HFI nehmen die Protonen wieder ihre ursprüngliche Ausrichtung an. Die Geschwindigkeit des Vorganges ist abhängig von der Gewebezusammensetzung und der Feldstärke des Magneten (SCHILD, 1997). Diese Zeiträume werden von einem Detektor erfasst und als T<sub>1</sub> bzw. T<sub>2</sub> bezeichnet. Beschrieben werden keine exakten Zeiträume sondern vielmehr Geschwindigkeiten mit denen die Reaktionen ablaufen. T<sub>1</sub> beschreibt die Zeit, in welcher die Protonen aus der transversalen Magnetisierung in die longitudinale Magnetisierung zurückkippen. Dabei geht keine Energie verloren, sondern sie wird an die Umgebung abgegeben. Diese Umgebung wird auch als Gitter bezeichnet, daher die Beschreibung der T<sub>1</sub> als Spin-



Gitter-Relaxation (WEISHAUPT *et al.*, 2000).  $T_2$  beschreibt die Zeit, in der die Protonen zur ursprünglichen Präzessionsfrequenz zurückkehren (JACKSON & THOMAS, 2009). Protonen haben unterschiedliche Phasen, dies bedeutet, dass sie in der gleichen Drehbewegung in einem unterschiedlichen Winkel präzedieren. Der Impuls bewirkt eine Phasenkohärenz die nach Verschwinden des Impulses wieder abnimmt (WEISHAUPT *et al.*, 2000). Die Dephasierung der Protonen ist abhängig von der Zeit und der Homogenität des Magnetfeldes. Dies bedeutet, dass nachdem der HFI abgeschaltet wird, die Magnetvektoren beginnen sich gegenseitig aufzuheben. Das MRT-Signal geht verloren (SCHILD, 1997).

Die beiden wichtigsten Einflüsse auf die Sequenzen und damit auf die gewonnenen Daten sind nach SCHILD (1997):

- Die Echozeit ( $TE = \text{time to Echo}$ ), beschreibt die Zeit, die vergeht, bis das Signal abgelesen wird. Von ihr ist das Signal-Rausch-Verhältnis maßgeblich abhängig. Je länger die  $TE$  desto stärker verdrängt das Hintergrundrauschen die Bildinformation.
- Die Repetitionszeit ( $TR = \text{time to repeat}$ ), ist die Größe für die Wiederholung der Anregungsimpulse. Sie hat Einfluss auf die Stärke der Longitudinalmagnetisierung und die Länge der Sequenz.

Von diesen Zeitvorgaben hängt der Kontrast der Bilder maßgeblich ab. Ist die  $TR$  zu kurz, haben die Protonen nicht genügend Zeit, zu ihrer ursprünglichen, der longitudinalen Magnetisierung zurückzukehren. Das Signal wird schwächer. Dieses Phänomen, welches auch als  $T_1$ -Sättigung bezeichnet wird, wird für die Messung benötigt. In  $T_1$ -gewichteten Sequenzen lassen sich Gewebe differenzieren, die eine kürzere bzw. längere  $T_1$  haben (WEISHAUPT *et al.*, 2000). Je stärker das Signal, desto heller wird das Gewebe abgebildet. Der Kontrast entsteht durch die unterschiedlichen  $T_1$ -Zeiten der Gewebe.

Inhomogenitäten im Magnetfeld haben verschiedene Ursachen. Externe Magnetfelder haben Einfluss auf das Verhalten der Protonen. An den Gewebsübergängen, an denen sich die magnetischen Eigenschaften ändern, entstehen kleine Inhomogenitäten im Magnetfeld, welche die  $T_2$  stören können (WEISHAUPT *et al.*, 2000). An diesen Stellen dephasieren die Protonen bzw. ihre Spins schneller. Sie verlieren ihre Synchronität. Diese Zeitkonstante wird mit  $T_2^*$  beschrieben und ist kleiner als  $T_2$ .



(WEISHAUPT *et al.*, 2000). Dieser physikalische Parameter ist die magnetische Suszeptibilität und beschreibt, welche Einflüsse das Material und das Gewebe auf ein Magnetfeld ausüben (STÖCKER & SHAH, 2013).

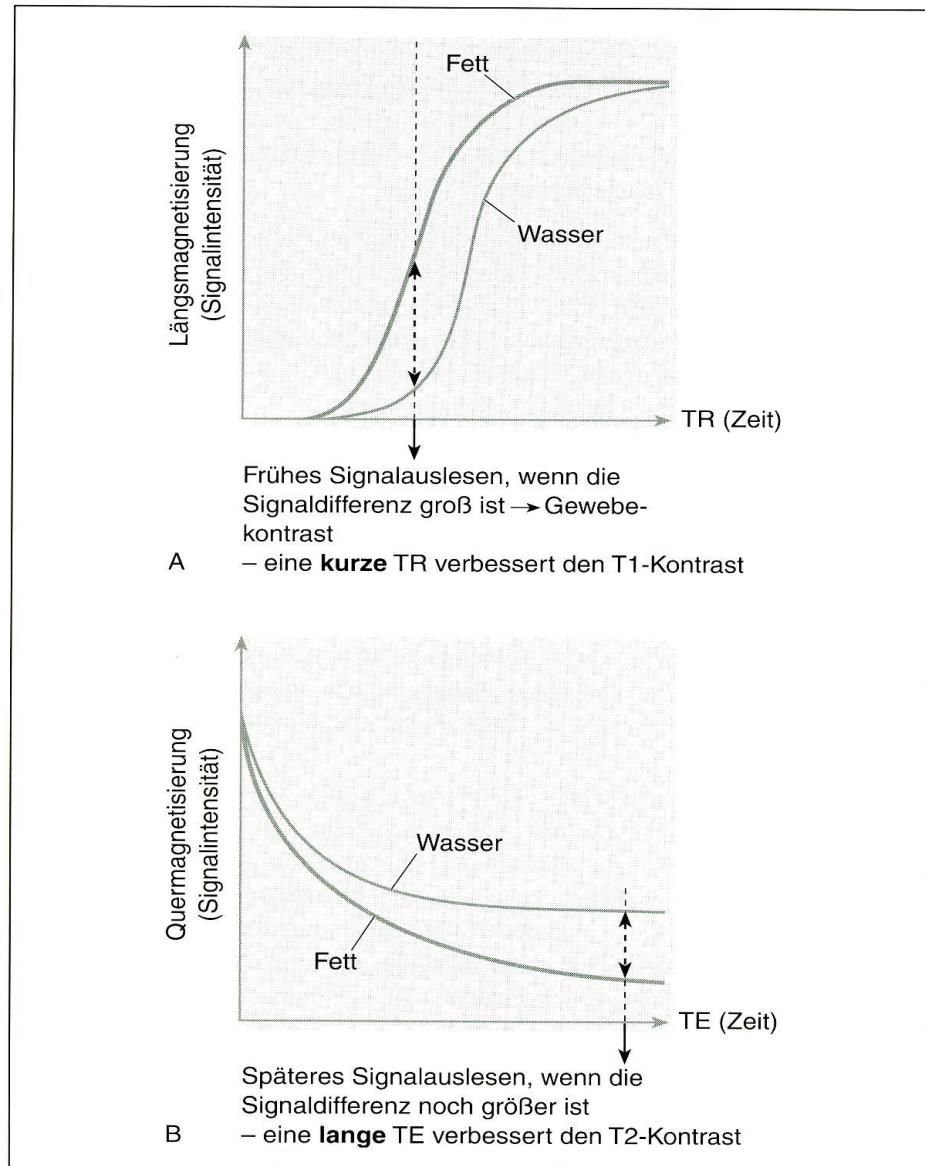
Als wichtige physikalische Grundlage der MRT gilt, dass:

- Die Relaxationszeiten  $T_1$ ,  $T_2$  und die Protonendichte für alle Gewebe verschieden sind.

Dies ermöglicht eine Differenzierung im später am Computer erzeugten Bild (JACKSON & THOMAS, 2009).

### **Sequenzen**

Die Bildgebungssequenzen werden durch eine Variation der HF-Pulse und Zeitpunkte der Signalauslesung (TE) erzeugt. Wie in Abbildung 10 dargestellt, verändert sich die Intensität des Signals. Für Fett und Wasser, ist die Signaldifferenz kurz nach Abschalten des HF-Pulses am größten, verringert sich jedoch in Abhängigkeit von der Zeit (JACKSON & THOMAS, 2009).



**Abbildung 10: T1 Erholung von Wasser und Fettgewebe (A) und der T2 Abfall (B) aus JACKSON and THOMAS (2009)**



In Tabelle 4 ist dargestellt, wie sich TR und TE bei unterschiedlich gewichteten Sequenzen unterscheiden und welchen Effekt diese Differenzen haben.

**Tabelle 4: Wichtung der Sequenzen mit TE und TR modifiziert aus (WEISHAUPT *et al.*, 2000; JACKSON & THOMAS, 2009)**

Wichtung	TE	TR
T1	kurz (<50ms)	Kurz (<500ms)
T2	Lang (>80ms)	Lang (>1500ms)
Protonenge- wichtet	Kurz (<50msms)	Lang (>1500ms)

Die gewonnenen Bilder und Kontraste variieren, je nachdem welche TR und TE verwendet werden (JACKSON & THOMAS, 2009). Der folgenden Tabelle 5 ist zu entnehmen, wie sich die unterschiedlichen Sequenzen im Bild darstellen.

**Tabelle 5: Farbliche Differenzierung von Geweben im MRT-Bild modifiziert aus WEISHAUPT *et al.* (2000)**

Wichtung	Wasser	Fett	Knochen	Muskel	Luft
T1	dunkel	hell	dunkel	dunkel	schwarz (oder sehr dunkel)
T2	intermediär	hell	dunkel	dunkel	dunkel

Knochen lässt sich im MRT aufgrund seines geringen Wassergehaltes nicht gut darstellen (DAVIS *et al.*, 1982).

### **Aufbau MRT:**

Der apparative Aufbau eines MRT lässt sich folgendermaßen beschreiben: Außerhalb des Betriebsraumes befindet sich eine Bedienerkonsole, an welcher Einstellungen zu den Sequenzen vorgenommen werden können. Des Weiteren dient diese zur Überwachung des Untersuchungsablaufes und der Eingabe von Patientendaten. Der Betriebsraum muss in Form eines Faraday'schen Käfigs abgetrennt sein, da die Technik anfällig für Störsignale in Form von Funk- und Radiowellen sowie jeglicher elektromagnetischen Strahlung durch Metallteile ist. Den wichtigsten Teil des Gerätes stellt der Magnet dar. Die Frequenz und Energie verstärken sich in Abhängigkeit von der Stärke des Magnetfeldes (SCHILD, 1997). Je





größer die Feldstärke des Magneten, desto kleinere Signalunterschiede können erfasst werden. In der funktionellen MRT werden Geräte mit drei Tesla und mehr verwendet (STÖCKER & SHAH, 2013).

Zur Detektion der Signale dienen Spulen, welche auf dem Untersuchungstisch über der zu untersuchenden Körperregion angebracht werden. Der Patient liegt auf dem beweglichen Tisch und kann so innerhalb des Magnetfeldes verschoben werden (SCHILD, 1997). Abbildung 11 stellt die Positionierung eines Masthähnchens aus dem vorliegenden Versuch an einem offenen MRT-System dar.



**Abbildung 11: Offenes MRT-System am Lehr- und Versuchsgut Oberschleißheim mit Schlachtkörper eines Masthähnchens**



## Spulen

Zum Senden des HFI, sowie zum Empfang des erzeugten Signals werden Hochfrequenz-Spulen benötigt. Zu diesem Zweck können dieselbe oder verschiedene Spulen verwendet werden (WEISHAUPT *et al.*, 2000). Die Spulen können in das Gerät integriert, oder um den zu untersuchenden Körperteil angelegt werden. Nachfolgend sind die wichtigsten Arten von Spulen aufgelistet (SCHILD, 1997; WEISHAUPT *et al.*, 2000):

- **Volumenspule:** Diese Spule umgibt den zu untersuchende Körperteil, sendet den HFI und empfängt das Signal.
- **Trimmspulen/Shimspulen:** Diese Spulen sind dazu geeignet Inhomogenitäten in Magnetfeldern auszugleichen. Als Trimmen (Shimming) bezeichnet man elektrische und mechanische Einstellungen, welche die Bildqualität verbessern.
- **Gradientenspule:** Die Gradientenspule wird eingesetzt um durch die Erzeugung linearer elektromagnetischer Felder gezielt das Magnetfeld zu verändern. Sie ermöglichen eine räumliche Information und die Auswahl von Schichten. Das hämmern Geräusch im MRT entsteht durch die Bewegung der Spulen in ihren Halterungen während der Untersuchung. Sie ermöglichen die Darstellung der gewonnenen Bilder in drei Dimensionen.
- **Oberflächenspule:** Der HFI wird von der Körperspule ausgesandt und die Oberflächenspule empfängt die Signale aus dem nahegelegenen Gewebe. Sie wird direkt auf die zu untersuchende Region gelegt.

## Magneten

Die meisten Geräte haben eine Feldstärke zwischen 0,5 und 1,5 Tesla, moderne Anlagen 3 Tesla und mehr (JACKSON & THOMAS, 2009). Spezielle Anforderungen sind neben der großen Feldstärke und einem möglichst homogenen Magnetfeld auch an die Anschaffungs- und Betriebskosten gestellt (SCHILD, 1997).

Unterschieden werden **Permanentmagneten**, welche keine externe elektrische Versorgung benötigen. Diese Magneten sind thermisch instabil, haben eine begrenzte Feldstärke und ein extrem hohes Gewicht. Zum Beispiel kann ein Magnet mit 0,3 Tesla etwa 100 t wiegen (SCHILD, 1997).



**Elektro- oder Widerstandsmagneten** erzeugen ein starkes Magnetfeld durch elektrische Energie. Da bei der Durchströmung des Magneten ein starker Widerstand dem Strom entgegensteht, produzieren sie viel Wärme, die abgeleitet werden muss (WEISHAUPT *et al.*, 2000).

Am häufigsten werden **Supraleitende Magnete** in modernen Geräten eingesetzt. Die mit elektrischer Energie betriebenen Magnete, benötigen einen speziellen Stromleiter, der auf  $-269^{\circ}\text{C}$  gekühlt wird, wodurch das stromführende Material seinen Widerstand verliert. Zur Kühlung werden Tieftemperaturgase wie flüssiges Helium oder flüssiger Stickstoff verwendet. Diese Supraleitenden Magnete weisen eine herausragende Homogenität der Magnetfelder auf. Die Anschaffungs- und Betriebskosten sind jedoch hoch (SCHILD, 1997). Da mit Hilfe der MRT überlagerungsfreie Schichtbilder des Körpers mit sehr gutem Weichteilkontrast erstellt werden können, findet die Technologie, trotz hoher Anschaffungs- und Betriebskosten, insofern es sich um supraleitende, mit Helium gekühlte Geräte handelt, eine breite Anwendung in der Humanmedizin (SCHOLZ & BAULAIN, 2009).

### Artefakte

Die MRT ist anfällig für Bildartefakte verschiedenster Art (WEISHAUPT *et al.*, 2000), dazu zählen:

- **Bewegungsartefakte:** Die Aufnahme von Bildern kann einige Minuten dauern, dies macht die MRT besonders empfindlich für Bewegungen jeder Art. Selbst bei narkotisierten Patienten besteht die Gefahr von Unschärfe durch Atmung, Peristaltik oder das schlagende Herz (WEISHAUPT *et al.*, 2000).
- **Suszeptibilitätsartefakte:** Metallische Gegenstände im Untersuchungsbe- reich führen zu einer Verzerrung des lokalen Magnetfeldes und einer aus- gedehnten Schwärzung oder Beeinträchtigung des Bildbereiches. Diese sind vor allem in der Humanmedizin von Bedeutung (JACKSON & THOMAS, 2009).
- **Hochfrequenzartefakte:** Diese entstehen durch Einwirkung externer Radio- frequenzen. Die Artefakte sind ähnlich einem Reißverschluss im Bild zu erkennen und lassen sich durch bauliche Maßnahmen, wie z.B. einem iso- liierenden Faraday'schen Käfig zur Abschirmung, minimieren (JACKSON & THOMAS, 2009).



- Chemische Verschiebung: „Bei diesem Aspekt des Chemical-Shift-Artefakts werden Protonen mit verschiedenen Präzessionsfrequenzen (Fett, Wasser und Silikon) entlang der Frequenzrichtung an einem anderen Ort abgebildet als sie sich tatsächlich befinden“ (WEISHAUPT *et al.*, 2000). Das Phänomen tritt an Grenzflächen, vor allem um Bauchorgane herum, zwischen Fett und Wasser auf. Auf dem Bild erscheint das Artefakt als dunkle Linie (JACKSON & THOMAS, 2009).
- Trunkations- oder Verstümmelungsartefakte: Sie werden als Gibbs-Artefakte bezeichnet und erscheinen als parallele Streifen um Objekte mit hohem Kontrast (WEISHAUPT *et al.*, 2000).
- Luft: Die Luft enthält wenige H-Protonen und bewegte Flüssigkeiten verweilen nicht lange genug im Magnetfeld um einen guten Kontrast abzugeben. Dies führt zu Bereichen ohne Bildinformation bei größeren Gefäßen oder luftgefüllten Hohlräumen (SCHILD, 1997).

#### 2.2.5.2. Anwendung beim Masthähnchen:

Bildgebende Verfahren haben in der Nutztierwissenschaft zunehmend Bedeutung erfahren, um die klassische Zuchtwertschätzung zu verbessern. Zu diesem Zweck untersuchten verschiedene Autoren Geflügel mittels MRT (MITCHELL *et al.*, 1991; LIRETTE *et al.*, 1993; KÖVÉR *et al.*, 1998; SCOLLAN *et al.*, 1998; DAVENEL *et al.*, 2000).

MITCHELL *et al.* (1991) untersuchten unter anderem die Vorhersagekraft des Brustmuskelvolumens (BM) mittels MRT an 43 männlichen Masthähnchen und ermittelten ein Bestimmtheitsmaß von  $R^2=0,99$  für die Vorhersage des Brustmuskengewichtes aus Zerlegung. Neben der Bildgebung nutzen die Autoren auch die Möglichkeit der quantitativen Vorhersage der Komponenten Gesamtkörperwasser und -Fett mittels NMR (Kernspinresonanz). Zu diesem Zweck eignet sich die NMR nach Ansicht der Autoren besser als beispielsweise die TOBEC oder NIR. Das Verhältnis zwischen der Fläche des Lipidsignals im Protonen- oder H-Spektrum und der Summe der Fläche aus Wasser- und Lipidsignal resultierte in einem Bestimmtheitsmaß von  $R^2=0,97$  für die Vorhersage des prozentualen Gesamtkörperfettgehaltes aus der chemischen Analyse. In der Darstellung von Weichteilgewebe sehen die



Autoren die MRT-Methode der CT und dem US überlegen. MCBRIDGE *et al.* (1991) beschreiben in der Bildinterpretation im Bereich der Luftsäcke sowie der größeren Gefäße Schwierigkeiten, sehen jedoch auch die Vorteile in der Erfassung von Stoffwechselvorgängen in Kombination mit weiteren Methoden. SCOLLAN *et al.* (1998) untersuchten die Vorteile der MRT als nichtinvasive Methode zur *in vivo* Messung von Form und Volumen des BM. Jeweils vier Tiere wurden im Alter von 15, 25 und 35 Tagen aus einer Gruppe von 12 Tieren zufällig ausgewählt und in einem abgedunkelten Raum fixiert und ohne Anästhesie untersucht. Die Vermeidung von Bewegungsunschärfe in den Bildern wurde mittels eines Sensors reduziert, der die Atemfrequenz der Tiere überwachte. Die Untersuchungszeit betrug pro Tier ca. 30 Minuten. Nach der Untersuchung wurden die Tiere getötet, der BM entfernt und gewogen. Eine lineare Beziehung zwischen dem BM und dem Körpergewicht war mit  $R^2=0,92$  gegeben. Die Autoren bestätigten der MRT eine genaue Aussage in der Bestimmung von Form und Größe der BM. Den größten Einfluss auf die Genauigkeit hatte demnach die Schichtdicke der MRT-Bilder. Vorteile der MRT sah die Studie in der einfachen Bedienung und halbautomatischen Analysen der Gewebszusammensetzung anhand von verschiedenen Grauwerten. Den größten Nachteil sahen die Autoren, in dem relativ zeitaufwendigen Verfahren der manuellen Auswertung, in der die BM in einem 3D Programm vom restlichen Gewebe abgegrenzt werden muss. DAVENEL *et al.* (2000) verwendeten die MRT als Referenzmethode zur Positionierung eines Ultraschallgerätes. Zweck dieses Versuches war wiederum die Schätzung des BM bei Geflügel. Das errechnete Volumen bei einer 6 mm Schichtdicke in der transversalen Schnittebene hatte eine Vorhersagegenauigkeit von  $R^2=0,92$  mit einem Standardschätzfehler (RMSE) von  $0,42 \text{ mm}^3$ . Die Autoren sahen die Wahl der MRT als Referenzmethode gerechtfertigt. Die Vorhersage war bei einem  $R^2=0,87$  laut der Studie mittels zwei oder drei transversalen Schnitten ausreichend hoch. Als Referenz diente die Zerlegung des Schlachtkörpers mit Wiegen der Muskulatur. DAVENEL *et al.* (2000) sahen die MRT als effektive Methode zur Bestimmung des BM. Der größte Nachteil der MRT liegt nach Meinung der Autoren in der exakten Abgrenzung des Muskelgewebes von Knochen-, Haut- und Fettgewebe unter Verwendung der automatischen Grenzziehung anhand von Grauwertabstufungen. Die manuelle Abgrenzung der Muskulatur zum umgebenden Gewebe wurde in diesem Versuch durchgeführt (DAVENEL *et al.*, 2000).



### III. MATERIAL UND METHODEN

#### 1. Tiermaterial, Haltung und Fütterung

Der Versuch konnte dank der guten Zusammenarbeit mit der Hochschule Weihenstephan-Triesdorf durchgeführt werden. Die Tiere stammen aus einem Fütterungsversuch zur Evaluierung von Lignocellulose (Lc) -haltigem Alleinfutter in der Hähnchenmast.

Für den vorliegenden Versuch wurden 350 männliche Masthähnchen der Linie Ross308 eingestallt. Die Tiere verteilten sich auf insgesamt 6 Gruppen. Vier Gruppen zu jeweils 58 Tieren und 2 Gruppen zu je 59 Tieren. Die Hälfte der Versuchstiere in drei Gruppen erhielt ein lignocellulosehaltiges Versuchsfutter mit einem um 2,0 % reduzierten Sojagehalt. Die Kontrollgruppen erhielten ein Standardfutter. In die vorliegende Arbeit wurden 80 Tiere mit einem Alter von 5 Wochen (36 Tage) aufgenommen. Die Tiere waren alle männlich bei einem durchschnittlichen Gewicht von 950,6 g und einem Gewichtsbereich von 476g-1546 g.

Die Haltungsbedingungen waren für alle Gruppen identisch. Handelsübliche Futterautomaten zu 6 und 18 Litern Fassungsvermögen, sowie Nippeltränken der Firma *Lubing* wurden eingesetzt. Die Tiere wurden in 2x2 m großen Buchten gehalten, was einem Raumangebot von 0,069 bzw. 0,068 m<sup>2</sup> pro Tier entspricht. Als Einstreu wurden Dinkelspelzen verwendet. Das Lichtprogramm betrug 14 Stunden Tageslicht sowie zehn Stunden diffuses Licht. Eine Oberflurlüftung sorgte für Frischluft in den 6 Abteilen. Im Einstreubereich wurde eine Temperatur von 21-32°C mittels regelbaren Heizstrahlers sichergestellt. Alle Tiere wurden prophylaktisch gegen Geflügellähme (Marek), Kokzidien und infektiöse Bronchitis behandelt.

Im Laufe des Versuches kam es zu einer bakteriellen Infektion aller Versuchs- und Kontrollgruppen mit hohen Verlusten, die eine Behandlung mit entsprechenden Antiinfektiva erforderte.

Das Alleinfuttermittel für die Versuchstiere setzte sich aus den Hauptkomponenten Mais, Weizen und Sojaextraktionsschrot, sowie Mineral-Futtermitteln, Rapskuchen und Pflanzenöl zusammen. Die Zusammensetzung des Alleinfuttermittels der Kon-



trollgruppe, bezüglich der Komponenten sowie einer Futtermittelanalyse kann Tabelle 6 entnommen werden. Das Futter der Versuchsgruppe ist in Tabelle 7 aufgeführt. Zu beachten ist, dass sich der Energiegehalt der Futtermittel, sowie die Mineralstoffversorgung nicht unterscheiden. Der Rohfasergehalt ist im Versuchsfutter, verglichen mit der Kontrollgruppe um 1 % höher. Der Anteil an Lignocellulose an der Futtermischung beträgt 0,8 %

**Tabelle 6: Alleinfuttermittel für die Kontrollgruppe**

<b>Gehalt</b>	<b>Komponente</b>
39,5 %	Mais
26,0 %	Weizen
26,5 %	Sojaextraktionsschrot
2,5 %	Weizenfuttermehl
2,0 %	Rapskuchen
1,1 %	Calciumkarbonat
0,5 %	Monocalciumphosphat
0,5 %	Pflanzenöl
0,2 %	Natriumchlorid
<b>Gehalt</b>	<b>Bestandteil</b>
21,0 %	Rohprotein
3,0 %	Rohfett
3,0 %	Rohfaser
5,0 %	Rohasche
0,8 %	Calcium
0,6 %	Phosphor
0,14 %	Natrium
1,2 %	Lysin
0,5 %	Methionin
12,4 MJ ME G/kg	Energie

**Tabelle 7: Versuchsfutter der Versuchsgruppe**

<b>Gehalt</b>	<b>Komponente</b>
41,0 %	Mais
25,5 %	Weizen
24,5 %	Sojaextraktionsschrot
3,0 %	Weizenfuttermehl
2,0 %	Rapskuchen
1,1 %	Calciumkarbonat
0,8 %	Lignocellulose
0,6 %	Monocalciumphosphat
0,5 %	Pflanzenöl
0,2 %	Natriumchlorid
<b>Gehalt</b>	<b>Bestandteil</b>
21,0 %	Rohprotein
3,0 %	Rohfett
4,0 %	Rohfaser
5,0 %	Rohasche
0,8 %	Calcium
0,6 %	Phosphor
0,14 %	Natrium
1,1 %	Lysin
0,47 %	Methionin
12,4 MJ ME G/kg	Energie

Für die vorliegende Arbeit wurden nach 36 Tagen jeweils 40 Tiere aus der Kontroll- sowie Versuchsgruppe zufällig ausgewählt und geschlachtet. Die Tiere wurden mittels Flügelmarke markiert und konnten eindeutig identifiziert werden. Bei der Schlachtung gingen die Flügelmarken von 11 Tieren verloren. Diese Tiere konnten später nicht identifiziert werden. Sie wurden jedoch mit einer neuen fortlaufenden Nummer von 1-11 versehen und in die bildgebende Untersuchung mitaufgenommen. In die statistische Auswertung des Fütterungsversuches sind diese Tiere nicht eingeflossen. Für die Versuchsgruppe wurden 34 Datensätze und für die Kontrollgruppe 35 Datensätze, untersucht.





Die 80 ausgewählten Tiere wurden am 11. und 12. Juni 2013 nach Entfernung der metallenen Flügelmarke mittels DXA und MRT untersucht. Anschließend wurden die Schlachtkörper über die Tierkörperbeseitigungsanstalt entsorgt.



**Abbildung 12: Masthähnchen-SK mit Flügelmarke am linken Flügel**



## 2. Untersuchung mittels Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie:

### 2.1. GE Lunar iDXA

Für die Untersuchung wurde ein GE Lunar iDXA (GE Medical Systems Lunar, Europe) eingesetzt. Das Gerät ist zur Ganzkörper- und Teilstückanalyse geeignet, wobei für den vorliegenden Versuch nur die Ganzkörperanalyse genutzt wurde. Der Scanner arbeitet mit einem “narrow angle“ Fan-Beam System. Das zulässige Patientengewicht liegt bei maximal 204 kg. Die Röntgenröhre erzeugt Strahlen mit einem breiten Energiespektrum und erzeugt eine konstante Gleichspannung von 100 kV, bei maximaler Leistung von 2,5 mA. Für die vorliegende Arbeit wurden alle Tiere im Kleintiermodus (KT) und im Ganzkörpermodus (GK) untersucht. Die Untersuchung erfolgte ohne Entfernung der Flügelmarke um eine spätere Identifizierung für die MRT-Untersuchung zu gewährleisten. Vor Beginn der Untersuchung wurde mittels Phantom eine Qualitätskontrolle durchgeführt.

#### **Lagerung der Versuchstiere im DXA:**

Die Schlachtkörper (SK) wurden in Brustlage auf dem Scannertisch gelagert. Um den Wasserverlust so gering wie möglich zu halten, wurden die SK sowohl vor, als auch nach der Untersuchung in Kunststofftüten verpackt. Die korrekte und einheitliche Lagerung der Tiere erfolgte anhand von Markierungen auf dem Untersuchungstisch.

#### **Verwendetes Messprotokoll für DXA**

Der verwendete GK-Modus unterscheidet zwischen den Einstellungen Dick und Standard, welche sich in der Dauer der Untersuchung unterscheiden. Die Stromstärke ist für alle Modi im Ganzkörperscan mit 0,15 mA konstant. Für die Untersuchung wurde aufgrund der geringen Größe der Tiere “Standard“ ausgewählt. Im Kleintiermodus wurde die Option “klein“ gewählt. Die Untersuchung dauerte im Kleintiermodus ca. 4-5 Minuten, im Ganzkörpermodus ca. 9 Minuten.

In Tabelle 8 sind die verwendeten Modi einander gegenübergestellt.



**Tabelle 8: Gegenüberstellung der Modi Ganzkörperscan und Kleintiermodus für enCore V16.0 (GE-HEALTHCARE)**

Modus	Ganzkörperscan	Kleintiermodus
Max. Messzeit* (s)	540	279
mA ( $\pm 20\%$ )	0,150	0,188
Strahlendosis $\mu\text{Gr}$	1,8	10,0

\* Die maximal mögliche Messzeit richtet sich nach der Größe des zu untersuchenden Objektes bzw. nach der Größe des Scannertisches. Die tatsächliche Messzeit betrug weniger als 9 Minuten je Schlachtkörper im Ganzkörpermodus und 4-5 Minuten im Kleintiermodus.

## 2.2. Auswertung der DXA-Daten

Die DXA Messung lieferte Ergebnisse zur Körperzusammensetzung für Fett-, und Magerweichgewebe, Knochenmineralgehalt sowie Knochenmineraldichte und die Gesamtgewebemasse. Die Merkmale mit zugehörigen Einheiten sind in Tabelle 9 dargestellt werden.

**Tabelle 9: DXA Daten mit zugehöriger Einheit**

	Einheit
Gewebe	[g]
Fett	[g]
Magerweichgewebe („Muskel“)	[g]
Knochenfläche	[cm <sup>2</sup> ]
Knochenmineralgehalt (BMC)	[g]
Knochenmineraldichte (BMD)	[g/cm <sup>2</sup> ]

Das Magerweichgewebe wird in der Auswertung als LEAN, das gesamte Gewebe, also Fett + LEAN + BMC, als Total Tissue (TT) bezeichnet.

Die Auswertung der DXA-Daten erfolgt halb-automatisch nach jedem Scan mittels enCORE 2010, Version 13.50 und erfordert keinen weiteren Aufwand durch den Bediener des Gerätes. Die Werte für die Körperzusammensetzung können sofort übernommen werden.



Teilauswertungen des SK, ähnlich einer virtuellen Zerlegung in die wertvollen Anteile, wurden im vorliegenden Versuch nicht durchgeführt. In der folgenden Abbildung 13 ist die Analyse eines Tieres im KT zu sehen. Die blaue Linie mit „1“ gekennzeichnet, beschreibt die Region of Interest (ROI), mit welcher der zu untersuchende Bildausschnitt festgelegt wird.

Bereich	BMD (g/cm <sup>2</sup> )	BMC (g)	Bereich (cm <sup>2</sup> )
1	0,145	11,6	80



**Abbildung 13: Densitometrie eines Masthähnchens im Kleintiermodus mit ROI**



### 2.3. Einsatz des Variable Composition Phantom (VCP)

Das VCP wurde genutzt, um den Kleintiermodus des GE Lunar *iDXA* zu evaluieren. Das verwendete Phantom ist ein Weichteilphantom, das speziell für den Zweck, unterschiedliche Fettgewebeanteile zu simulieren, entwickelt wurde. Zum Aufbau des Phantoms werden, wie in Abbildung 14 zu sehen, 4 Acrylblöcke, 20,3 cm x 24,8 cm x 14,4 cm (Länge x Breite x Höhe), übereinander gestapelt. Das Gewicht des VCP beträgt 7,74 kg. Mit dem VCP ist es möglich, drei Konfigurationen mittels 1,5 mm dünnen PVC- und einer Vinylauflage zu simulieren. Die Fettgehalte können wie in Tabelle 10 beschrieben verändert werden. Die PVC-Auflagen sind mit der Beschriftung G1-G3 versehen, die Vinylauflage trägt den Buchstaben W. An den untersten Acrylblock wird ein Aluminiumkopf angelegt. Ergänzt wird der Aufbau durch ein GE Lunar Wirbelsäulenphantom, das mittig auf dem obersten Acrylblock positioniert wird (siehe Abbildung 14).

**Tabelle 10: Fettkonfiguration des VCP, aus Wenczel (2013)**

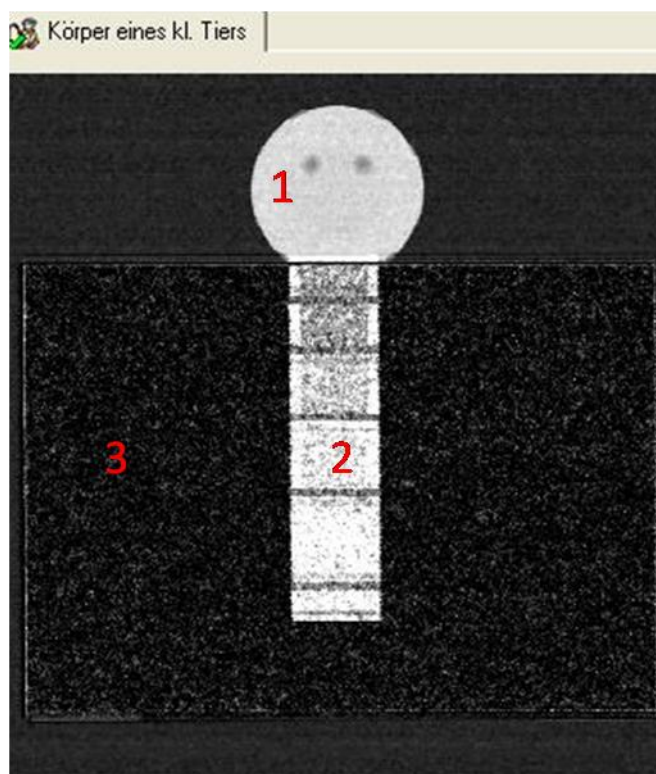
Konfig. A (High Fat)	Konfig. B (Medium Fat)	Konfig. C (Low Fat)
G1	G1+G2+W	G1+G2+G3+W

Vor Beginn der Untersuchung wurde das Gerät kalibriert. Zur Veränderung des Fettgehaltes konnten im laufenden Versuch die PVC- und Vinylauflagen ergänzt werden, ohne das VCP zu bewegen.

Die Software des verwendeten GE Lunar *iDXA* lässt im Modus Kleintier drei Untermodi zu. Um eine Anpassung der Berechnung an die Körpergröße zu ermöglichen, lassen sich die Einstellungen KT(klein), KT(mittel) und KT(groß) vornehmen. Für den vorliegenden Masthähnchen Versuch wurde der KT(klein) verwendet. Das VCP wurde ebenfalls im KT(klein) und im KT(mittel) untersucht. Für jede Fettkonfiguration erfolgten drei Messungen (Scans).



**Abbildung 14: Variable Composition Phantom (VCP) mit Wirbelsäulenphantom auf einem GE Lunar iDXA**



**(1) Aluminiumkopf (2) Wirbelsäulenphantom  
(3) Acrylblöcke**

**Abbildung 15: VCP im DXA-Scanbild im Kleintiermodus**





### 3. Untersuchung mittels Magnetresonanztomographie

Zur Untersuchung wurde das am Lehr- und Versuchsgut Oberschleißheim vorhandene offene Niederfeldmagnetsystem (Siemens Magnetom Open; Feldstärke 0,2 Tesla) verwendet.

#### Lagerung der Versuchstiere im MRT:

Um die Vergleichbarkeit der gewonnenen Daten zu gewährleisten ist eine wiederholbare Lagerung der Versuchstiere wichtig. Zu diesem Zweck wurden die Tiere im MRT in Brustlage auf einem Kissen gelagert. Die Flügel waren angelegt und die Schenkel nach hinten gestreckt. Markierungen auf der verwendeten Kopfspule und dem Kissen dienten der Positionierung. Nach jeder Sequenz wurden die Tiere manuell neu ausgerichtet (siehe Abbildung 16). Die metallene Flügelmarke wurde den Tieren vor dem Transport ins MRT entfernt.



**Abbildung 16: Masthähnchen-SK im MRT mit Kopfspule. Zur korrekten Lagerung wurde das Kissen mit farbigen Linien markiert.**



### 3.1. Verwendete Messprotokolle für die MRT

Für alle Untersuchungen wurde die Kopfspule (head coil) und eine T1-gewichtete Spin-Echo Sequenz ausgewählt. Die Details der verwendeten Sequenzen sind in Tabelle 11 dargestellt. Die Untersuchungszeit betrug pro Sequenz 46 Sekunden.

**Tabelle 11: Verwendete Sequenzen im MRT**

	Localizer	T1-gewichtete Spin-Echo-Sequenz
Pixel Größe mm <sup>2</sup>		1,82x1,37
Untersuchungszeit	19 Sekunden	46 Sekunden
Signal/Rausch Verhältnis	1,00	0,17
Repetitionszeit (TR)	40ms	450ms
Echozeit (TE)	10ms	15ms
Flipwinkel		90°
Anzahl Scheiben	3	15
Scheibendicke	15mm	4mm
Ausrichtung	frontal, sagittal, transversal	transversal
Distanzfaktor		0,25
Matrix		75 %, 96x250
Sichtfeld (FOV)	300x300mm	350x350mm

#### Gewählte Untersuchungsregionen für die MRT:

Aufgrund der Größe der Tiere war es möglich, die Tierkörper für die Untersuchung als Ganzes zu erfassen. Mit Ausnahme eines Tieres, das aufgrund seiner überdurchschnittlichen Größe nicht vollständig ausgewertet werden konnte, konnten so die Daten über die Gesamtkörperzusammensetzung erfasst werden.

#### Auswertung der MRT-Daten mittels Software:

Die MRT-Bilder wurden mittels der Software 3D-Doctor® halbautomatisch sowie manuell ausgewertet. Mit Hilfe des Programmes können Volumen und Größen vermessen und berechnet werden (siehe Abbildung 17).





3D-DOCTOR Report

Object Volume and Surface Area Calculations:

Object Name	Volume	Volume Unit	Surface Area
Fett	1054.849748	cubic mm	1751.955227
Muskel	55244.961071	cubic mm	18021.137363

Buttons: Copy, Print, Save, OK

**Abbildung 17: Volumenreport einer 3D Rekonstruktion mit den Merkmalen Fett und Muskel**

Um die zu untersuchende Region zu definieren, wird eine sog. ROI (Region of Interest) manuell erstellt. Gewebe wie Muskulatur, Knochen und Fett lassen sich im MRT-Bild differenzieren. Sie weisen unterschiedliche Grauwerte auf (siehe Abbildung 19). Diese werden dem Gewebe, anhand einer Schnittebene durch den Benutzer zugeordnet. Das Programm berechnet die Auswahl für die Bildserie. Abschließend kann eine Analyse der Körperzusammensetzung erfolgen (siehe Abbildung 17). Die Grenzen zwischen den Geweben können auch manuell definiert werden. Diese Methode ist zeitlich aufwändiger. Ein drei-dimensionales Modell des untersuchten Tieres, wie in Abbildung 18 zu sehen, kann nun erstellt werden.



**Abbildung 18: 3D Modell eines Masthähnchens erzeugt nach halbautomatischer Ganzkörperauswertung**

### **Brustmuskulatur**

Um den Anteil der Brustmuskulatur am Gesamtgewicht zu bestimmen, wurde bei jedem Tier der BM manuell ausgewertet. Dies erfolgte, in dem die Grenzen zwischen Brustmuskel, Haut, Fett sowie anderen Muskelpartien per Mausklick definiert wurden. Da aufgrund der Qualität der Bilder eine Differenzierung zwischen Knochen, Muskulatur nicht immer gegeben war, wurde für alle Tiere das Brustbein in die Volumenanalyse des BM einbezogen (siehe Abbildung 19). Aufgrund der unterschiedlichen Muskelvolumina und unklaren Gewebsgrenzen an der seitlichen Bauchwand, wurde der Beginn der Zölomhöhle als dorsale Begrenzung für die Auswertung des BM gewählt.



**Abbildung 19: Schnitt durch den Schlachtkörper auf Höhe des Brustbeins**

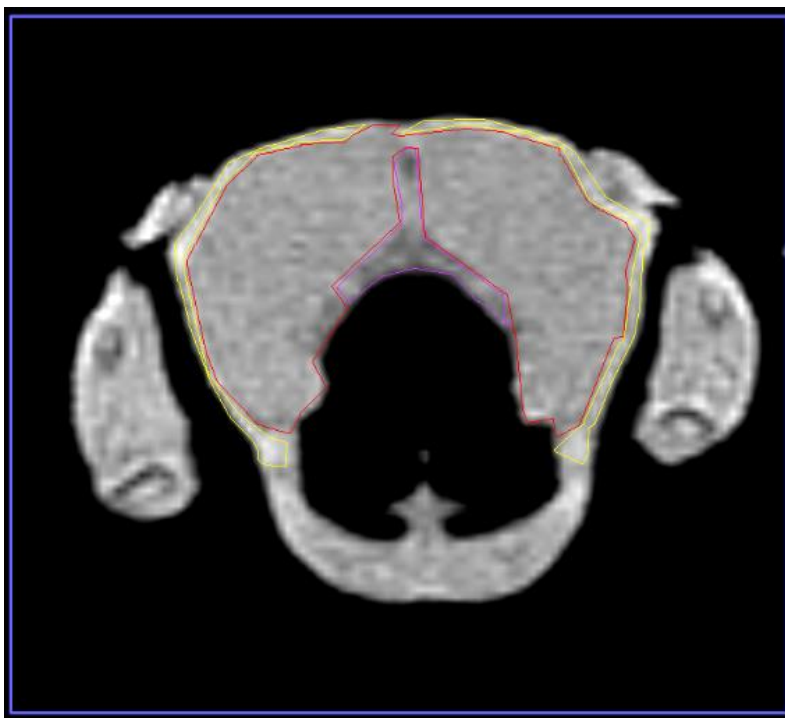
Als letztes Bild, welches in die Analyse des BM aufgenommen wurde, wurde ein Schnitt ausgewählt, bei dem noch ein klar abgrenzbarer Anteil Muskulatur vorhanden ist, siehe Abbildung 20. Für die Gesamtanalyse des BM wurde nur die Muskulatur ausgewertet.



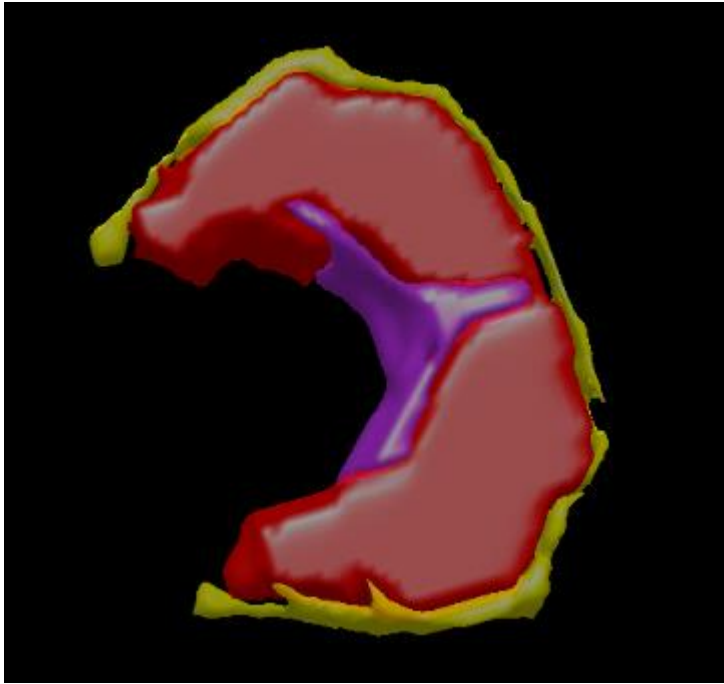
**Abbildung 20: Letzte Schnittebene der Auswahl für die Brustmuskulatur**



Die Vorhersagegenauigkeit einer Teilbereichsanalyse der Brustmuskulatur in Bezug auf das Gesamtgewicht des Tieres, sowie den gesamten Brustmuskel sollte überprüft werden. Dazu wurde das Bild gewählt, auf welchem das Brustbein am deutlichsten zu sehen ist, sowie eine Aufnahme davor und danach, siehe Abbildung 21 und Abbildung 22. Diese drei Schnitte wurden einer manuellen Definition von Grenzen zwischen den Geweben, Muskulatur, Fett und Knochen unterzogen und ihr Volumen berechnet. In der Abbildung ist der Knochen violett, das Fett gelb und die Muskulatur rot umrahmt. Die seitlich liegenden Flügel und der Rücken mit der Wirbelsäule wurden in dieses Modell nicht mit einbezogen.



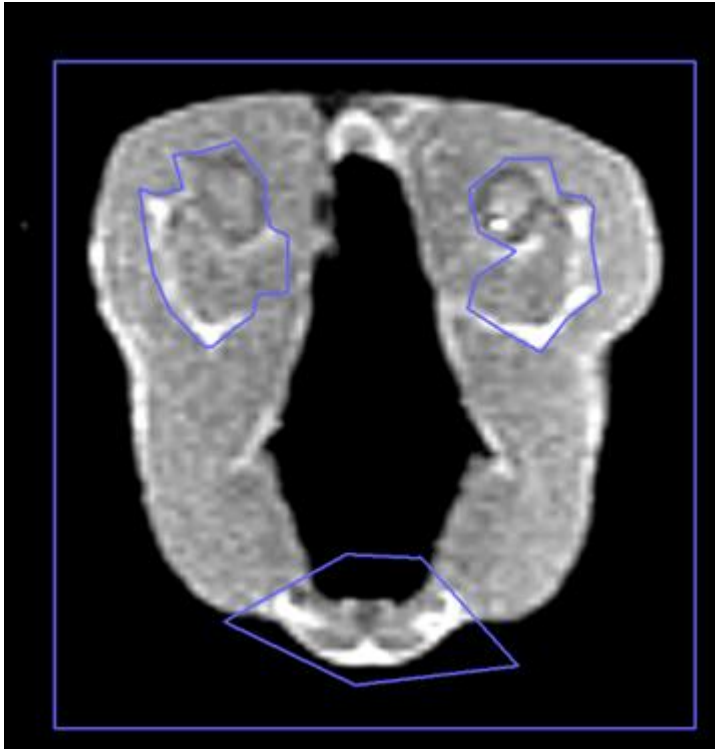
**Abbildung 21: Schnitt durch die Brustebene mit dem Brustbein mittig, rechten und linken Brustmuskel und ROI mit Knochen (lila), Fett(gelb) und Muskulatur (rot)**



**Abbildung 22: 3D Rekonstruktion der Teilschnitte des Brustmuskels mit Knochen (violett), Fett (gelb) und Muskulatur (rot)**

### **Schenkelmuskulatur**

Die gleiche Vorgehensweise wurde für die Schenkelmuskulatur angewendet. Bei jedem Tier wurde das Schnittbild gewählt, in welchem die Kniegelenke deutlich zu erkennen sind und jeweils eine Aufnahme davor und danach in die Auswertung mit einbezogen. Die in der Abbildung 23 zu sehenden blauen Linien beschreiben die Region of Interest (ROI). Durch manuelle Definition der knöchernen Anteile des Schenkels und des Synsacrums konnten diese Volumina aus der Berechnung ausgeschlossen werden. Mit Hilfe dieser Option war es möglich nur das Weichgewebe zu erfassen.



**Abbildung 23:** Auswahl der ROI auf Ebene der Schenkel; Aus der Analyse ausgeschlossene Bereiche sind die Kniegelenke sowie das *Synsacrum*



#### 4. Statistische Auswertung der Daten

Die erhobenen Daten wurden mit der Software SAS (Version 9.3) analysiert und unter Verwendung eines generalisierten linearen Modells einer Varianzanalyse und zusätzlich einer Regressionsanalyse unterzogen.

Für die Ergebnisse des Fütterungsversuches wurde eine Varianzanalyse und ein t-Test zum Vergleich der kleinsten Quadrate Mittelwerte mit einer Signifikanz-Grenze von  $p < 0,05$  durchgeführt. Die DXA- und MRT-Ergebnisse wurden außerdem einfachen oder multiplen Regressionsanalysen unterzogen. Um die Präzision des Kleintiermodus (DXA) zu evaluieren wurde mittels VCP eine Kontrolluntersuchung durchgeführt. Für das Merkmal DXA-Fettgehalt (%) erfolgte eine Kontrolle der Messergebnisse im Vergleich mit den Angaben des Herstellers für Genauigkeit und Präzision. Neben dem arithmetischen Mittelwert wurden die Standardabweichung und der Variationskoeffizient (%) ermittelt, um die Streuung der Ergebnisse einordnen zu können.

Die Ergebnisse der Regressionsanalysen werden neben der Regressionsgleichung mit dem Regressionskoeffizienten  $R^2$  sowie dem Standardschätzfehler RMSE (Root Mean Square Error) wiedergegeben.

Für den Vergleich der durchschnittlichen Messwertdifferenzen von Schlachtgewicht und DXA-Gesamtgewebemasse der beiden Modi Kleintier und Ganzkörper wurde außerdem ein t-Test für gepaarte Stichproben mit der Prozedur t-Test von SAS 9.3 (proc ttest; paired) durchgeführt.



## IV. ERGEBNISSE

Ziel der Studie war es, die Modi Kleintier und Ganzkörper im DXA für die Analyse der Körperzusammensetzung von Masthähnchen zu vergleichen. Zu diesem Zweck wurden alle Tiere mit beiden Modi (DXA) und im MRT als Referenzmethode untersucht. Die Ergebnisse der DXA-Untersuchungen wurden mit den Werten der MRT verglichen. Für DXA lagen jedoch nur Daten für den gesamten SK vor. Im MRT wurden SK-Teile und der gesamte Körper analysiert. So war es möglich die Auswertung für Teilbereiche in ein Verhältnis mit den Gesamtgehalten zu setzen.

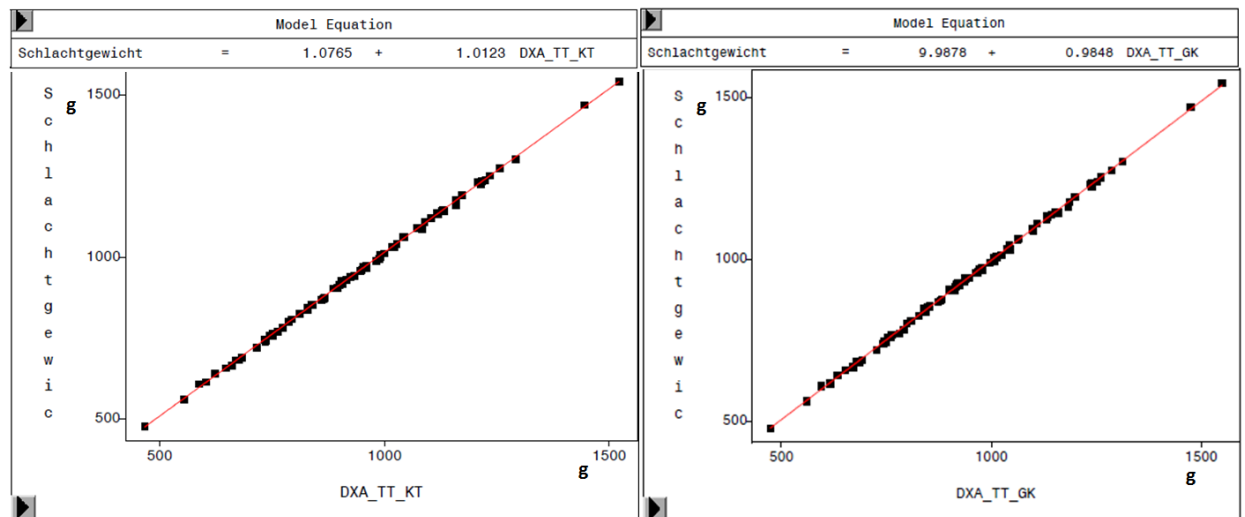
### 1. Ergebnisse für die Merkmale Gesamtgewicht und Gesamtvolumen

#### Gesamt (DXA) in Beziehung zum Schlachtgewicht

Im Kleintiermodus: Die Übereinstimmung zwischen der Vorhersage des Gesamtgewichtes im KT und dem durch Wiegen ermittelten Gewicht ist sehr hoch ( $R^2=0,9995$ ; RMSE=  $\pm 4,81$  g), (siehe Abbildung 24). Das mittlere Gewicht nach DXA\_KT ist 938 g ( $\pm 203$  g), das mittlere Gewicht aus analoger Wägung jedoch 951 g ( $\pm 206$  g). Die Werte für den paarweisen t-Test sind in Tabelle 16 dargestellt.

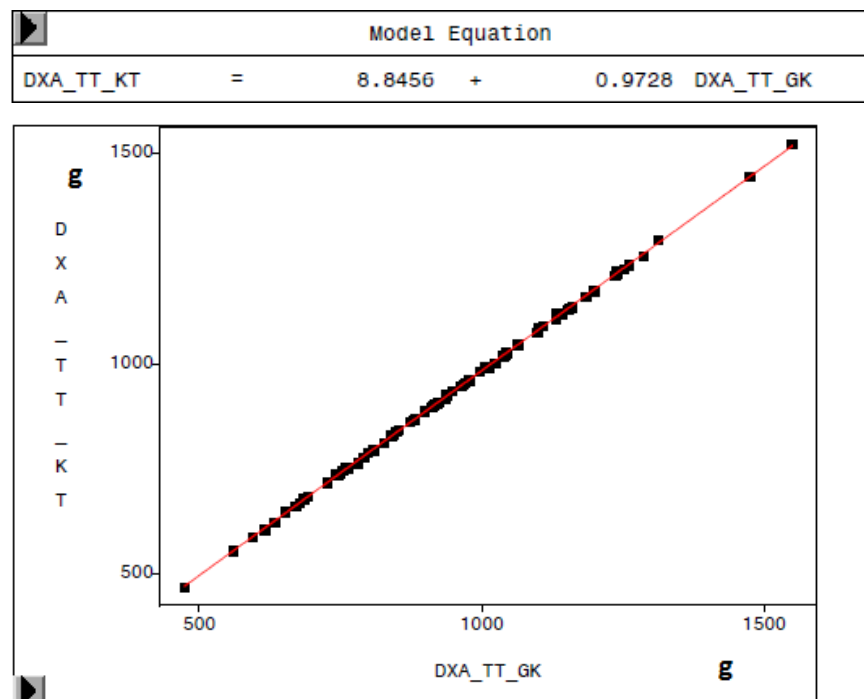
Im Ganzkörpermodus: Die Vorhersagegenauigkeit des GK für das Gesamtgewicht ist ebenfalls sehr hoch ( $R^2=0,9993$ ; RMSE=  $\pm 5,4$  g, siehe Abbildung 24). Der GK-Modus weist ein geringfügig niedrigeres Bestimmtheitsmaß als der KT-Modus auf. Das mittlere Gewicht nach DXA\_GK beträgt 955 g ( $\pm 209$  g) und weicht damit im Mittel nur um +4 g vom Gewicht der Waage ab. Eine Einordnung der Ergebnisse ist in der Diskussion zu finden.





**Abbildung 24: Regressionsgleichungen für DXA\_TT in beiden Modi in Beziehung zum Schlachtgewicht**

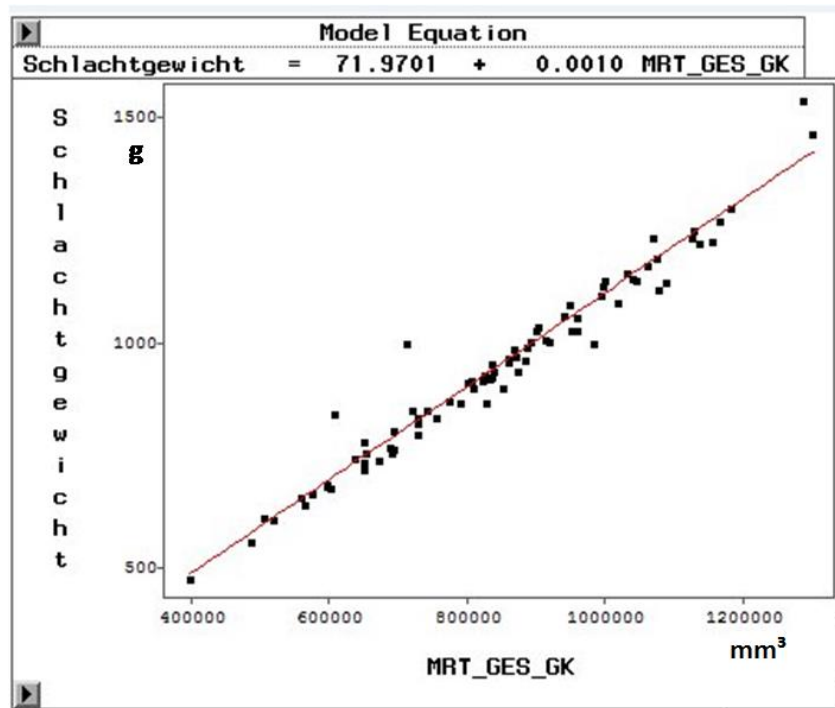
Die Übereinstimmung der Modi KT und GK für das Merkmal Gesamtgewebemasse ist erwartungsgemäß sehr hoch. Der Regressionskoeffizienten beträgt  $R^2=0,99$  (RMSE= $\pm 3,06$  g).



**Abbildung 25: Gesamtgewebe (DXA) KT und GK im Vergleich**



## Gesamt (MRT) in Beziehung zum Schlachtgewicht



**Abbildung 26: Regressionsgleichung für das MRT-Gesamtvolumen in Beziehung zum Schlachtgewicht**

Für das Gesamtvolumen ergibt sich eine hohe Beziehung zum Schlachtgewicht. Die Verteilung entlang der Regressionsgerade ist gleichmäßig. Das Bestimmtheitsmaß liegt bei  $R^2=0,96$  (RMSE=  $\pm 40,7$  g).



## 2. Ergebnisse für die Merkmale Magerweichgewebe/Muskelvolumen

### Magerweichgewebeanteil (%) LEAN (DXA)

Im Vergleich zwischen KT und GK ergibt sich für das Merkmal LEAN eine sehr hohe Beziehung ( $R^2=0,98$ ,  $RMSE= \pm 21,52$  g, siehe Abbildung 27).

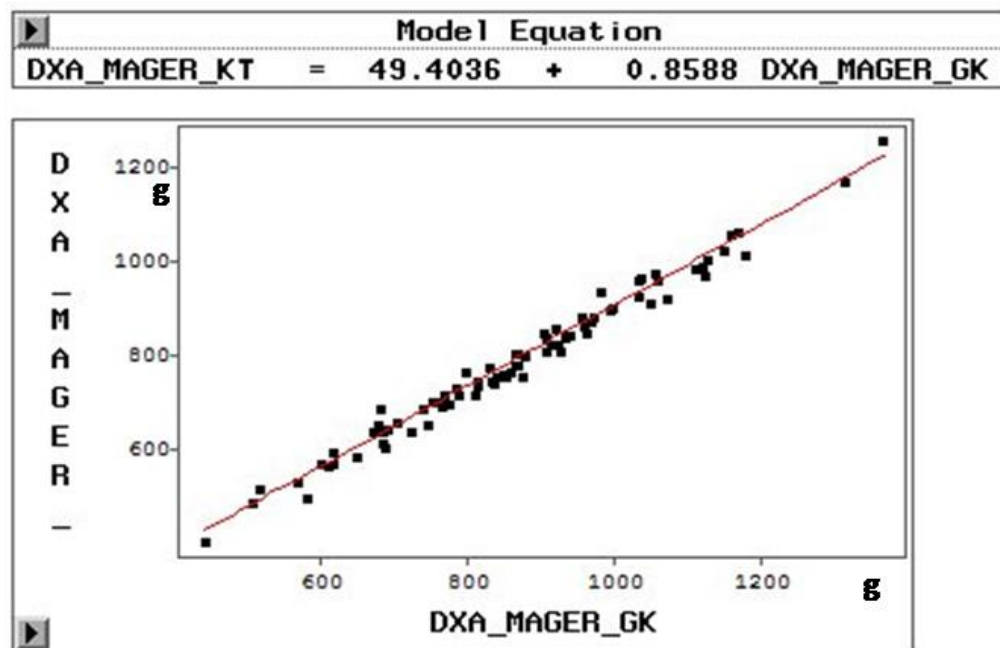


Abbildung 27: Regressionsgleichung für das Merkmal LEAN; DXA\_KT im Vergleich zu DXA\_GK

### Muskelvolumen (MRT) im Vergleich zum Magerweichgewebe LEAN (DXA) im Kleintiermodus

Für das Merkmal DXA-Magerweichgewebe ergibt sich eine sehr enge Übereinstimmung ( $R^2=0,93$ ,  $RMSE= \pm 45547,9$  mm<sup>3</sup>) zu den gewonnenen MRT Daten (siehe Abbildung 28). Die Streuung entlang der Regressionsgeraden ist gering.

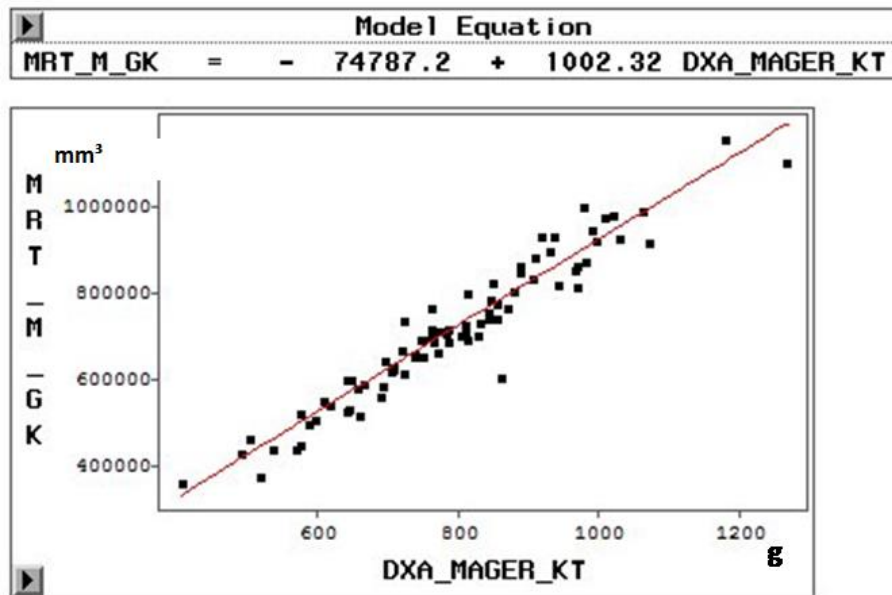


Abbildung 28: Regressionsgleichung für das Merkmal LEAN; MRT im Vergleich zu DXA\_KT

### Muskelvolumen (MRT) im Vergleich zum Magerweichgewebe (DXA) im Ganzkörpermodus

Für den GK ergibt sich für das Merkmal Magerweichgewebe mit  $R^2=0,95$  (RMSE= $\pm 38468,2 \text{ mm}^3/\text{g}$ ) eine sehr enge Beziehung (siehe Abbildung 29).

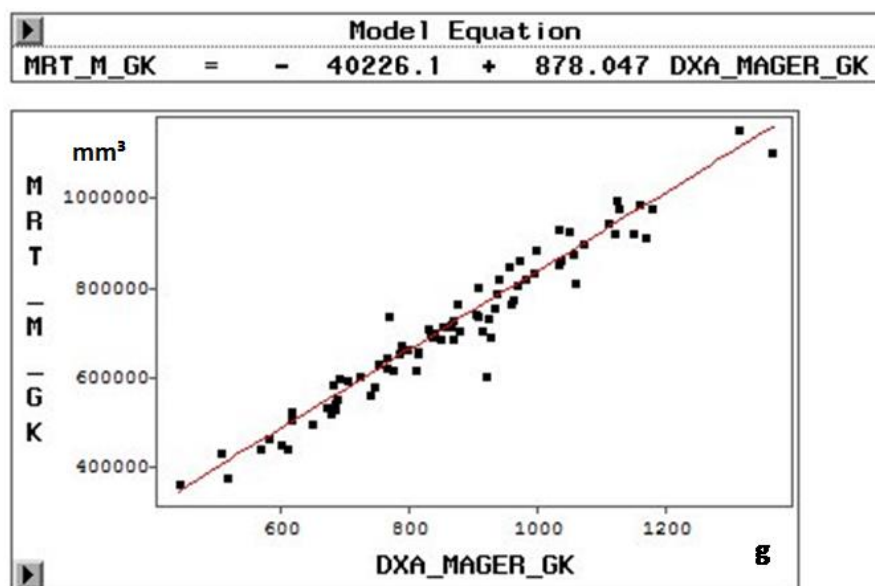
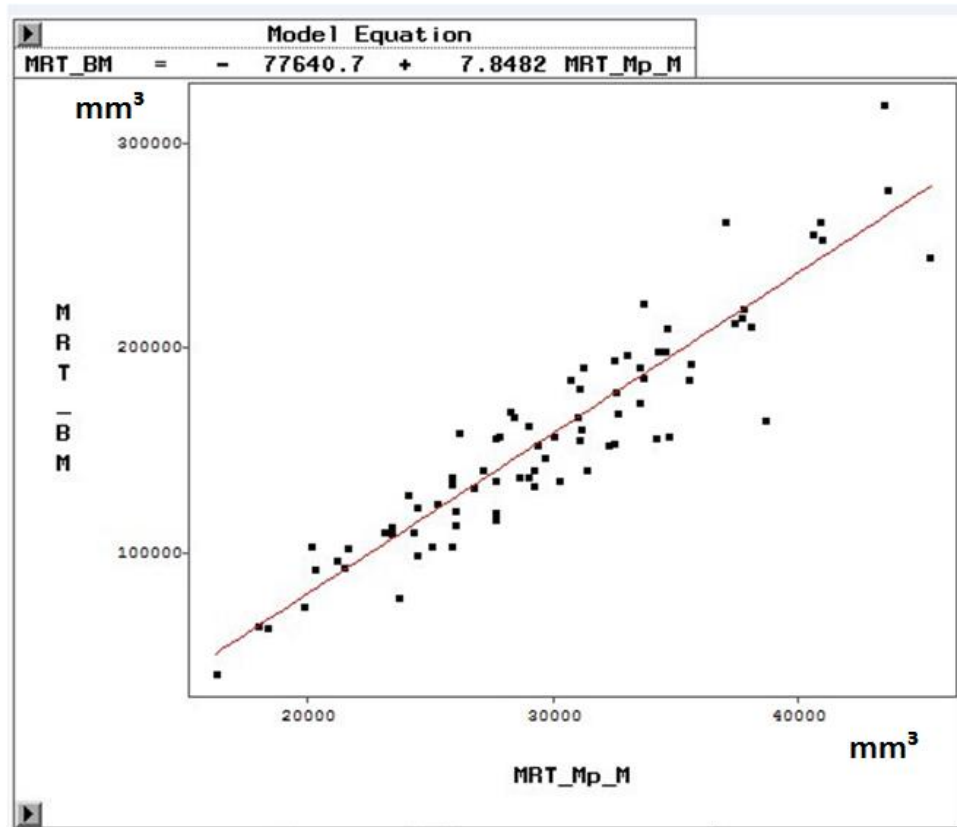


Abbildung 29: Regressionsgleichung für das Merkmal LEAN; MRT im Vergleich zu DXA\_GK



### **Brustmuskelvolumen (MRT) in Beziehung zum Brustmuskelteilschnitt (MRT)**

Für das Brustmuskelvolumen im MRT ergibt sich zum Brustmuskelteilschnittvolumen eine Beziehung von  $R^2 = 0,87$  (RMSE=  $\pm 19336,44 \text{ mm}^3$ ).



**Abbildung 30: Regressionsgleichung für die Beziehung des Brustmuskelvolumens zum Brustmuskelteilschnitt im MRT**

### **Muskelvolumen des Brustmuskel- und Schenkelteilschnittes bezogen auf das Gesamtkörpermuskelvolumen (MRT)**

Für das Merkmal Muskelvolumen ergibt sich aus der Summe der Brust- und Schenkelmuskulaturteilschnitte in Bezug auf das Gesamtkörpermuskelvolumen eine Beziehung von  $R^2 = 0,81$  (RMSE=  $\pm 73894,8 \text{ mm}^3$ , siehe Abbildung 31). Die multiple (zweifache) Regressionsanalyse mit den Muskelvolumina der Brust- und Schenkelmuskulatur als unabhängige Variablen ergibt ein Bestimmtheitsmaß von  $R^2 = 0,83$  (RMSE=  $\pm 70811,6 \text{ mm}^3$ , siehe Abbildung 32).

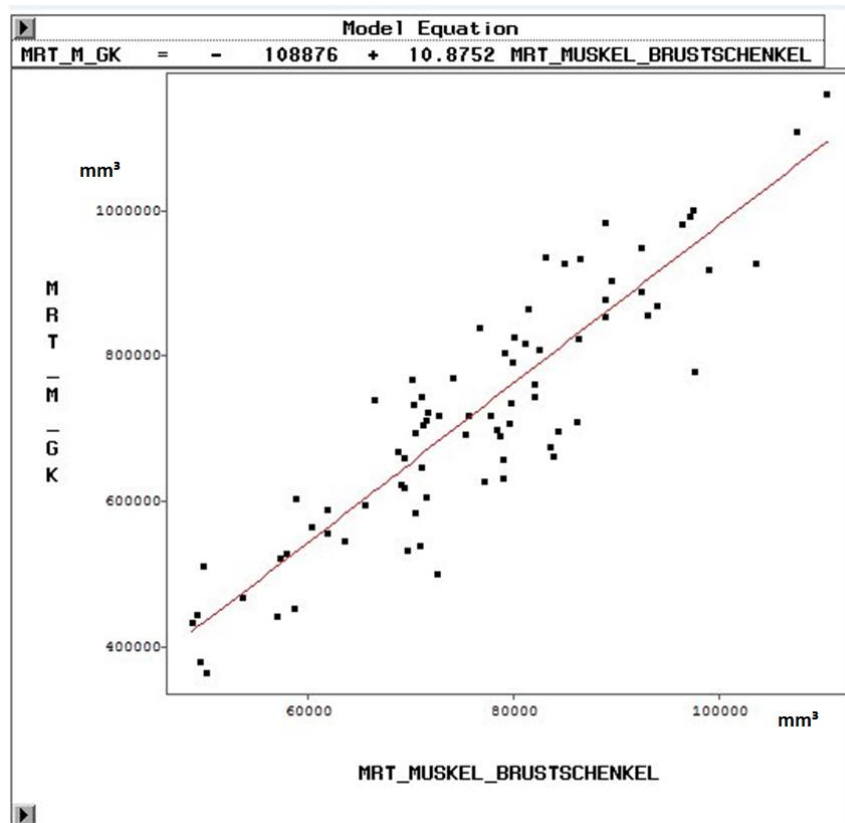


Abbildung 31: Regressionsgleichung für die Summe des Muskelvolumens im Brust und Schenkelteilschnitt in Bezug auf das Gesamtkörpermuskelvolumen

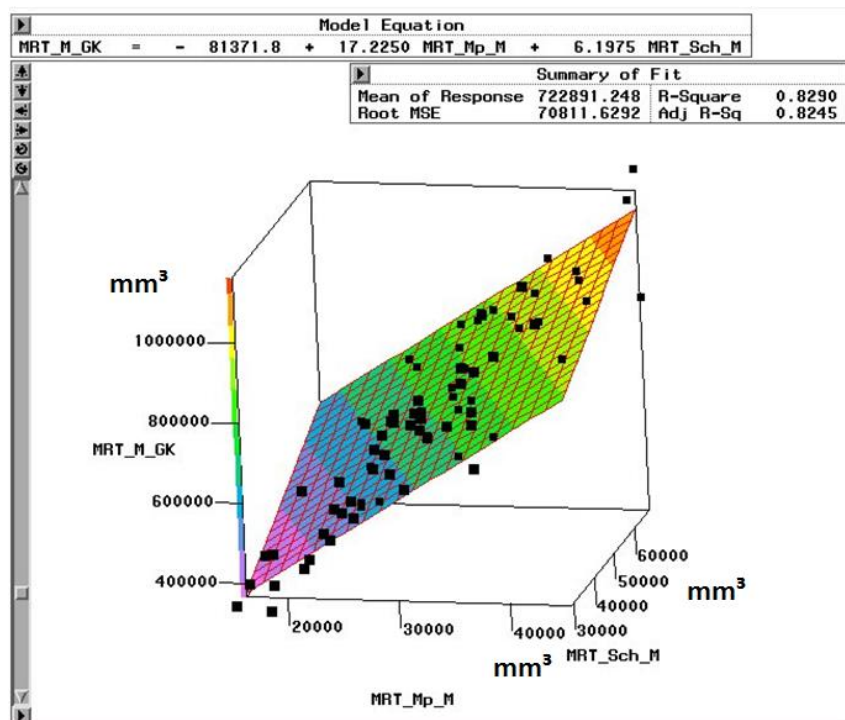
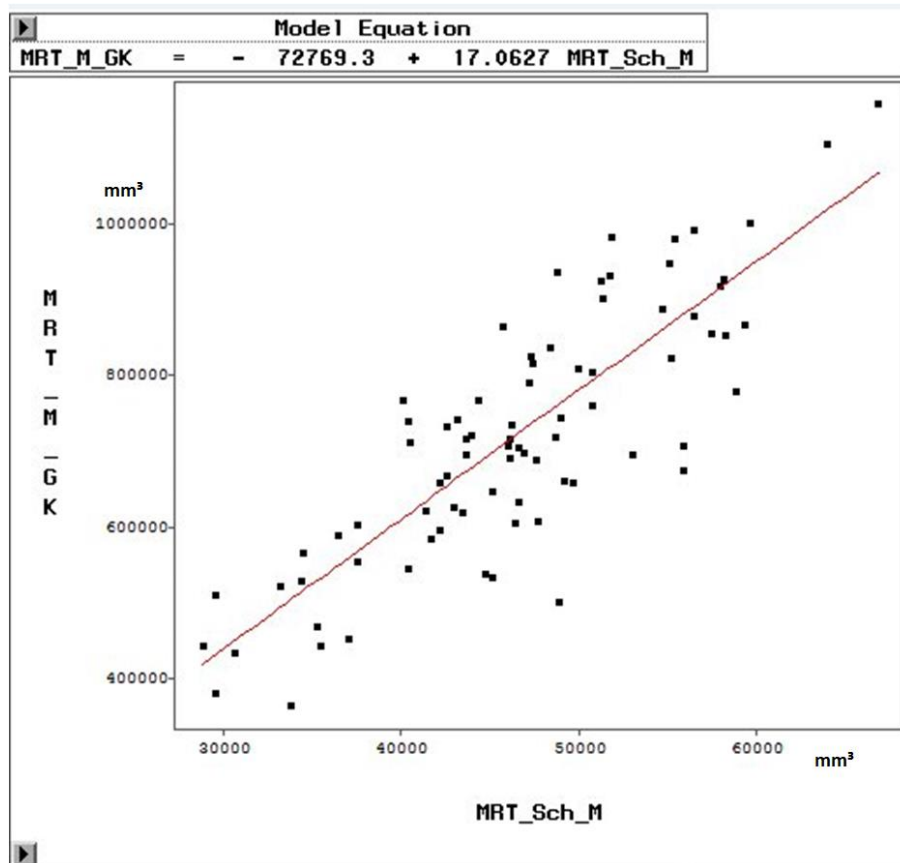


Abbildung 32: Multiple Regression des Merkmals Muskelvolumen im Gesamtkörper sowie Brustmuskel- und Schenkelteilschnitt



### Schenkelmuskulaturvolumen (MRT) bezogen auf das Muskelvolumen des Gesamtkörpers (MRT)

Zwischen dem Gesamtkörper-Muskelvolumen (aus MRT) und dem MRT-Volumen der Schenkelmuskulatur ergibt sich ein Bestimmtheitsmaß von  $R^2=0,70$  (RMSE= $\pm 92724,76 \text{ mm}^3$ ).



**Abbildung 33: Regressionsgleichung für das Schenkelmuskelvolumen in Bezug auf das Gesamtkörpermuskelvolumen im MRT**



### 3. Ergebnisse für die Merkmale Fett, Fett % und Fettvolumen

#### Ergebnisse für den Gesamtkörperfettanteil im DXA, Vergleich der beiden Modi

Die folgende Grafik (Abbildung 34) zeigt die Regressionsgleichung für das Merkmal Gesamtkörperfett im Kleintiermodus im Vergleich zum Ganzkörpermodus. Es besteht eine moderate Beziehung zwischen den beiden Modi ( $R^2=0,64$ ,  $RMSE=\pm 15,8$  g). Die Streuung ist relativ breit und zeigt höhere Werte für den KT.

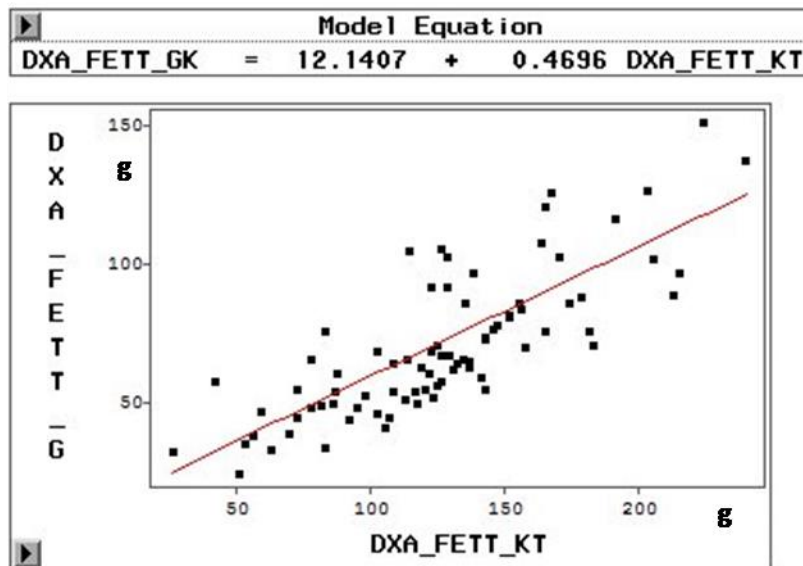


Abbildung 34: Regressionsgleichung für das Merkmal Fett (g); DXA\_GK im Vergleich zu DXA\_KT





### Gesamtkörperfettvolumen (MRT) versus Kleintiermodus (DXA)

Die Beziehung zwischen der Auswertung der MRT Bilder für das Merkmal Fettgehalt als Gesamtkörperfettvolumen und dem KT im DXA zeigt eine mäßige Übereinstimmung mit  $R^2=0,4$  (RMSE=  $\pm 16669,6 \text{ mm}^3$ ). Für das MRT-Fettvolumen ergibt sich eine breite Streuung entlang der Regressionsgeraden (siehe Abbildung 35).

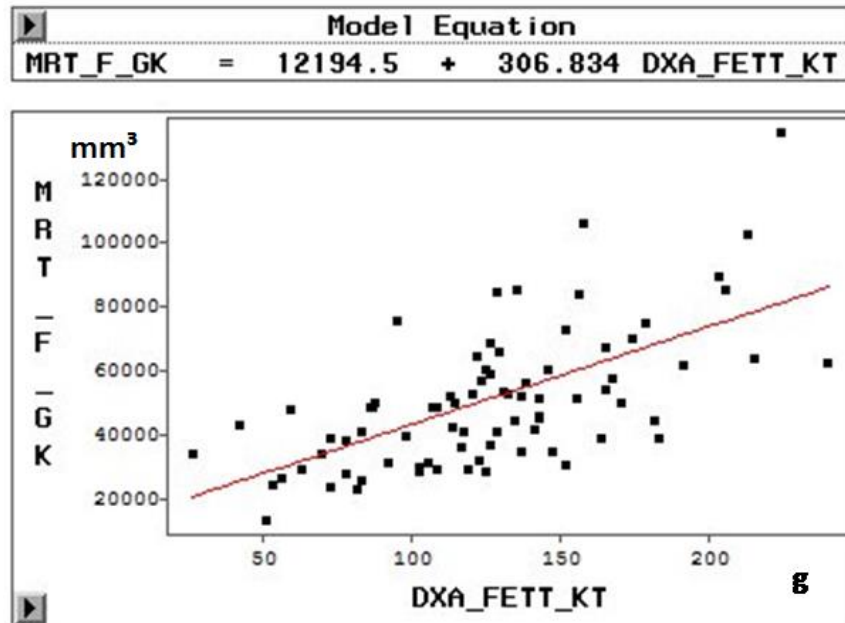


Abbildung 35: Regressionsgleichung für das Merkmal Fett; MRT Ganzkörper im Vergleich zu DXA\_KT



### Gesamtkörperfettvolumen (MRT) versus Ganzkörpermodus (DXA)

Für das Merkmal MRT-Ganzkörper-Fettvolumen ergibt sich bei einem Bestimmtheitsmaß von  $R^2=0,36$  (RMSE=  $\pm 17265,7 \text{ mm}^3$ ) eine mäßige Beziehung zur DXA-Fettmasse. Es zeigt sich eine breite Streuung der Punktwolke (siehe Abbildung 36).

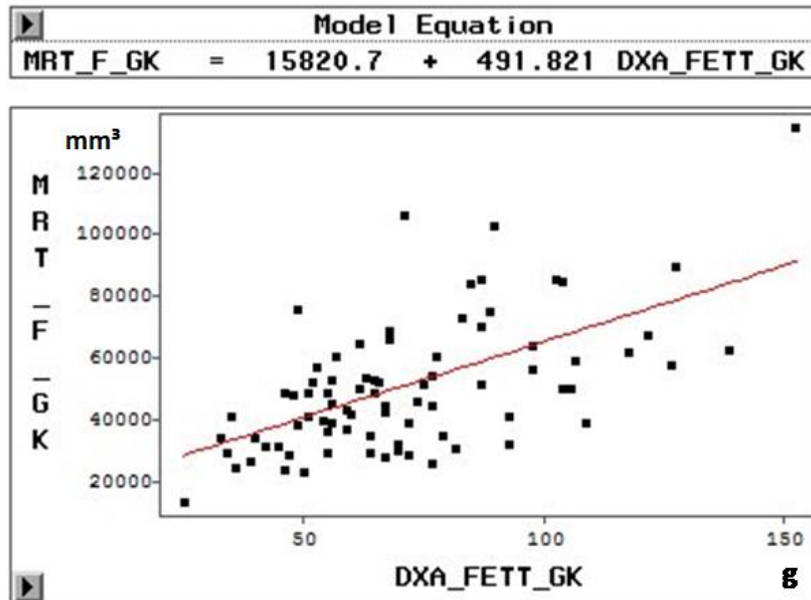
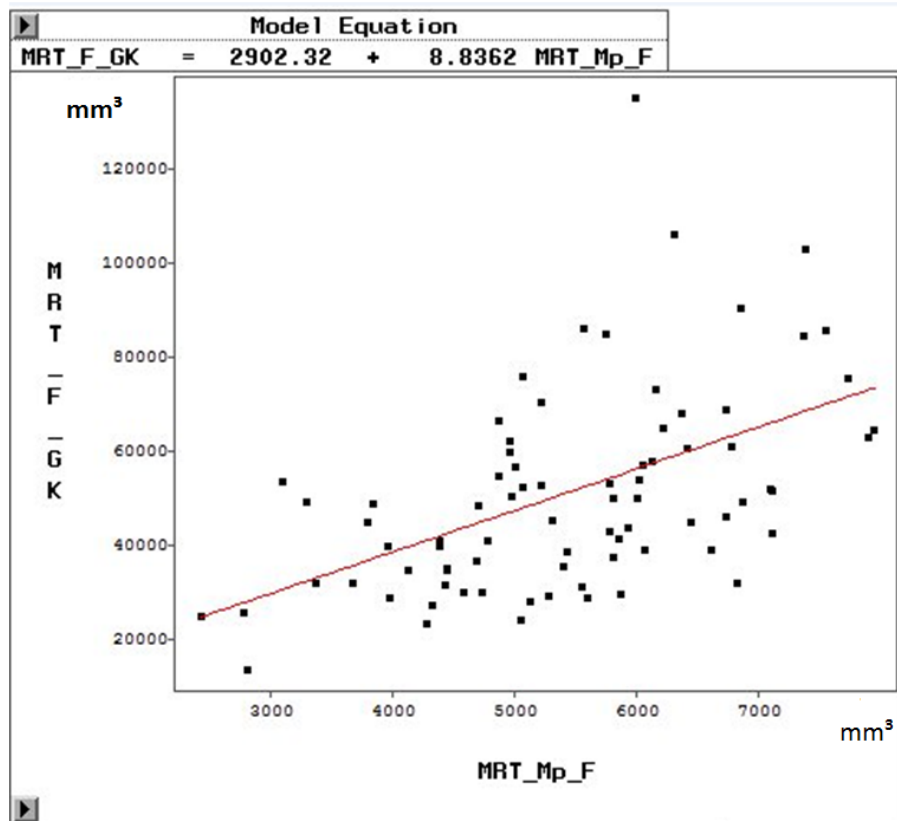


Abbildung 36: Regressionsgleichung für das Merkmal Fett; MRT im Vergleich zu DXA\_GK



### **Brustmuskelfettvolumen in drei Teilschnitten (MRT) bezogen auf das Gesamtkörperfettvolumen (MRT)**

Für die Beziehung zwischen Fettvolumen der Brustmuskulatur und Gesamtkörperfettvolumen ergibt sich ein Bestimmtheitsmaß von  $R^2=0,27$  (RMSE=  $\pm 18542,7$  mm<sup>3</sup>). Die Punktwolke zeigt eine breite Streuung entlang der Regressionsgeraden.



**Abbildung 37: Regressionsgleichung für das Fettvolumen im Ganzkörper und Brustmuskelteilschnitt**



### **Brust- und Schenkelteilschnittfettvolumen bezogen auf das Fettgewebe im DXA GK**

Für die Kombination der beiden Merkmale Fettvolumen im Brust- und Schenkelteilschnitt im MRT, bezogen auf den DXA-Fettgehalt, ergibt sich in der multiplen Regression lediglich ein Bestimmtheitsmaß von  $R^2=0,28$  (RMSE=  $\pm 22,48$  g) für den DXA-Ganzkörpermodus (DXA\_FETT\_GK) bzw. von  $R^2=0,44$  (RMSE=  $\pm 33,52$  g) für den Kleintiermodus (DXA\_FETT\_KT) mit den nachfolgend aufgeführten Regressionsgleichungen:

Model Equation						
DXA_FETT_KT	=	9.8115	+	0.0066 MRT_Sch_F	+	0.0194 MRT_Mp_F

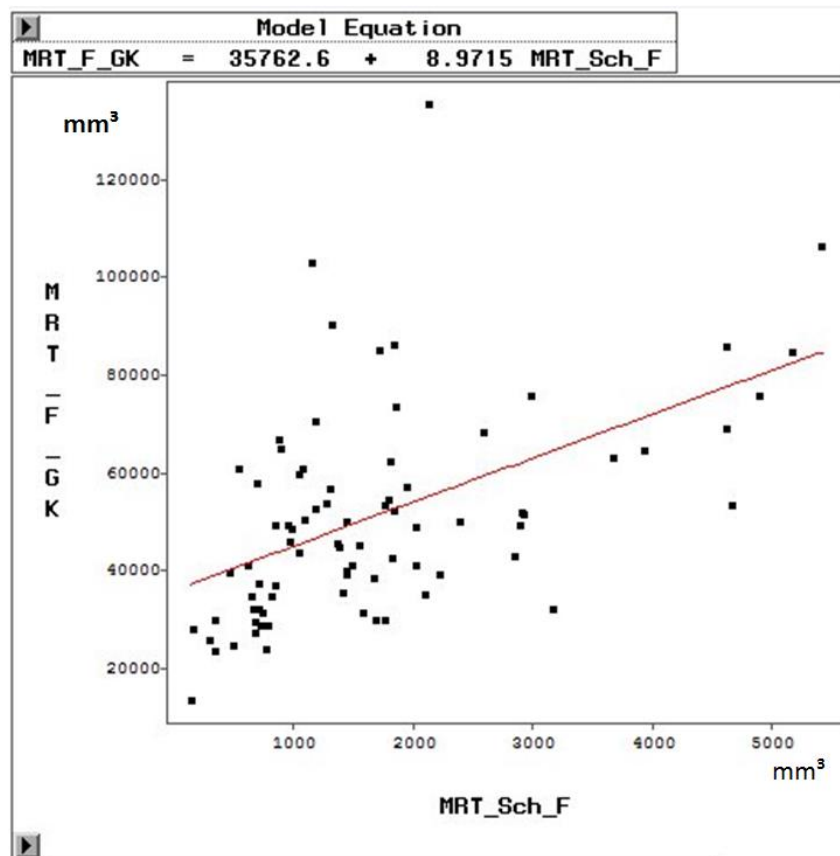
.

Model Equation						
DXA_FETT_GK	=	13.0687	+	0.0009 MRT_Sch_F	+	0.0105 MRT_Mp_F



### Schenkelfettvolumen (MRT) bezogen auf das Gesamtkörperfettvolumen (MRT)

Das Bestimmtheitsmaß für die Beziehung zwischen MRT-Fett im Ganzkörper (MRT\_F\_GK) und dem Fettvolumen am Schenkelteilschnitt beträgt  $R^2=0,26$  (RMSE=  $\pm 18457,7 \text{ mm}^3$ ). Die Punktwolke zeigt eine breite Streuung entlang der Regressionsgerade.

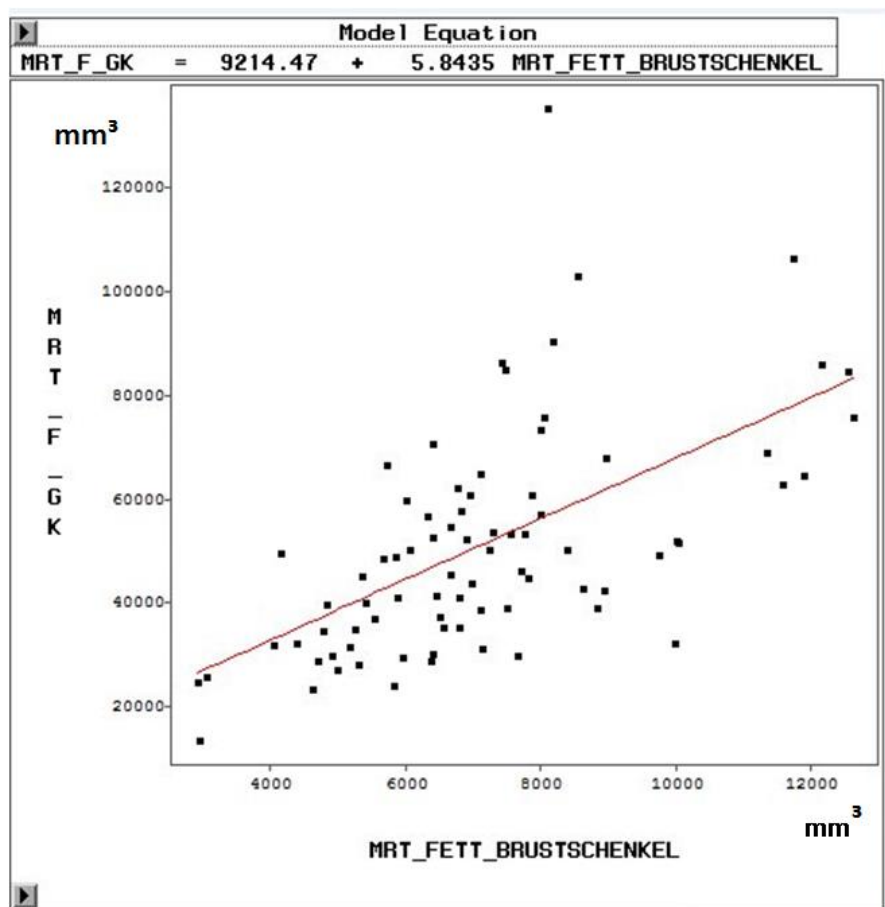


**Abbildung 38: Regression zwischen dem Fettvolumen im Ganzkörper und im Schenkelteilschnitt**



### **Fettvolumen des Brustmuskel- und Schenkelteilschnittes bezogen auf das Gesamtkörperfettvolumen (MRT)**

Für die Summe der Fettvolumina des Brustmuskel- und Schenkelteilschnittes in Bezug auf das Gesamtkörperfettvolumen ergibt sich eine Beziehung von  $R^2=0,35$  (RMSE=  $\pm 17490,5 \text{ mm}^3$ ). Daraus folgt, dass eine Kombination der beiden Schnittebenen ein höheres Bestimmtheitsmaß ergibt als die Betrachtung der einzelnen Merkmale.



**Abbildung 39: Regressionsgleichung für die Summe des Fettvolumens im Brustmuskel- und Schenkelteilschnitt in Bezug auf das Gesamtkörperfettvolumen**



#### 4. Ergebnisse für die Merkmale Knochenmineral, Knochenmineralanteil und Knochenvolumen

##### Knochenmineraldichte im DXA; Vergleich der beiden Modi

Zwischen den beiden Merkmalen für die Knochenmineraldichte ergibt sich mit  $R^2=0,84$  (RMSE=  $\pm 0,008$  g/cm<sup>2</sup>) eine relativ hohe Beziehung. Die Streuung entlang der Regressionsgeraden ist gleichmäßig und bewegt sich in einem relativ niedrigen Bereich. Im Ganzkörpermodus werden höhere Knochenmineraldichtewerte gemessen als im Kleintiermodus (siehe Abbildung 40).

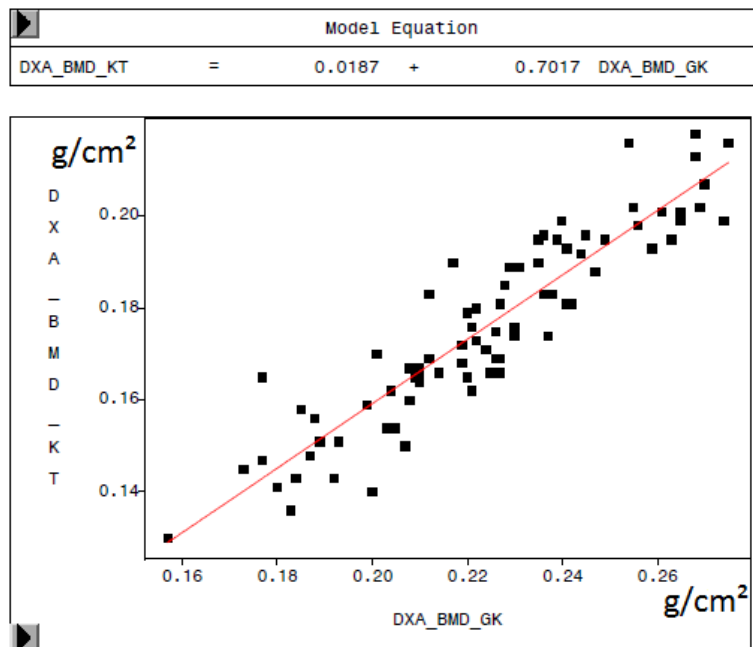
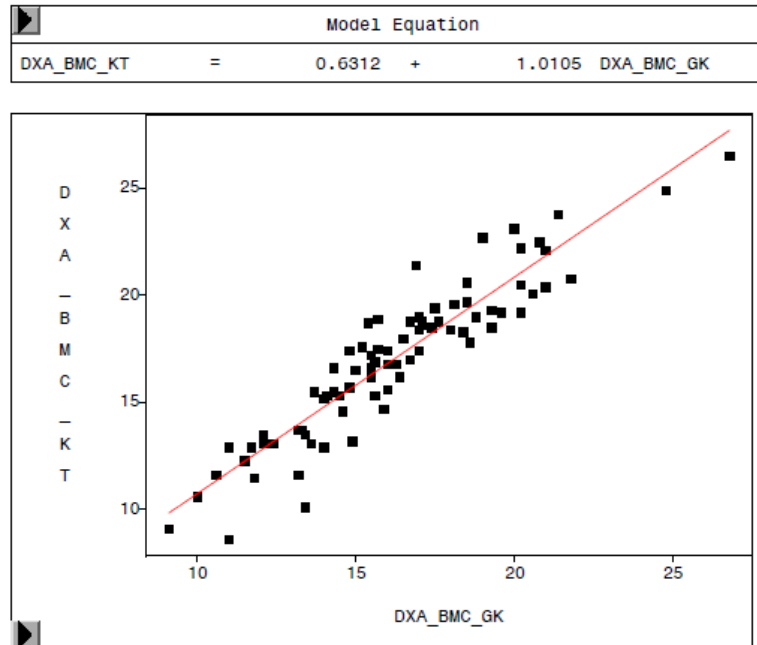


Abbildung 40: Regressionsgleichung für die BMD im KT und GK



### **Knochenmineralgehalt im DXA; Vergleich der beiden Modi**

Für das Merkmal Knochenmineralgehalt ergibt sich eine hohe Übereinstimmung zwischen den beiden Modi. Das Bestimmtheitsmaß beträgt  $R^2=0,86$  (RMSE=  $\pm 1,36$  g).



**Abbildung 41: Regressionsgleichung für BMC im Vergleich DXA\_KT *versus* DXA\_GK**

### **Knochenvolumen im Brustmuskelteilschnitt (MRT) bezogen auf den Knochenmineralgehalt im Kleintiermodus (DXA)**

Für die Beziehung zwischen Knochenvolumen im MRT und Knochenmineralgehalt im DXA ergibt sich ein Bestimmtheitsmaß von  $R^2=0,21$  (RMSE=  $\pm 649,1$  mm<sup>3</sup>). Die Punktwolke unterliegt einer breiten Streuung entlang der Regressionsgeraden (Abbildung 42).



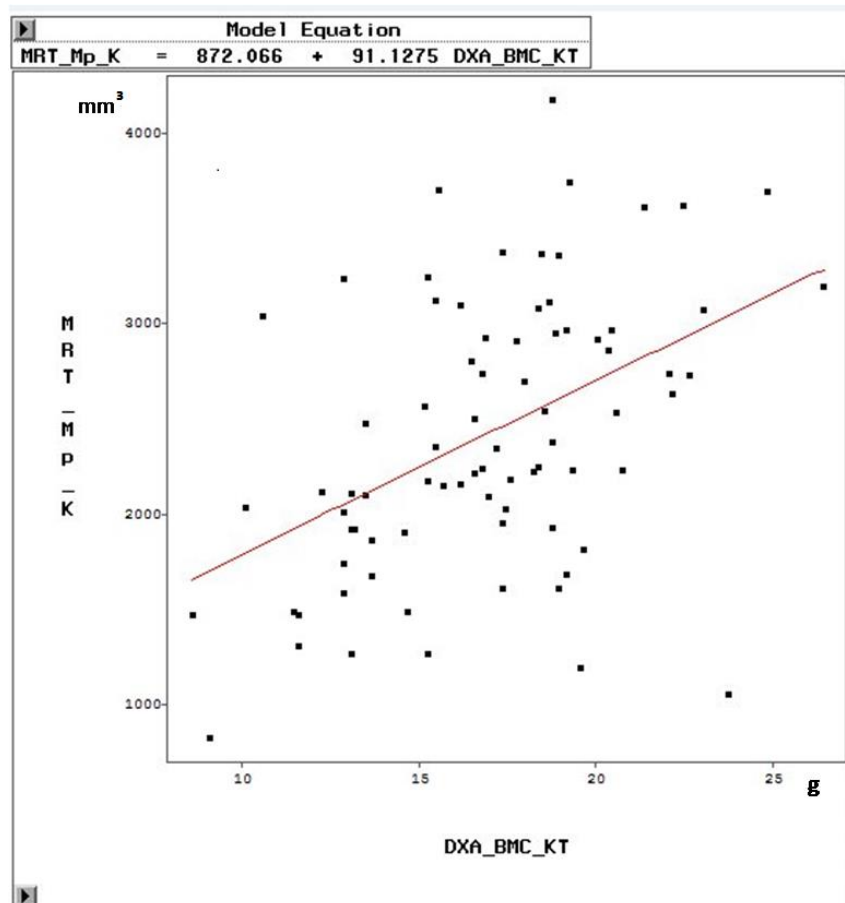


Abbildung 42: Regressionsgleichung für MRT\_Mp\_K und DXA\_BMC\_KT



## 5. Ergebnisse bezogen auf Fütterungsunterschiede

Der Vergleich der Futterarten, lignocellulosehaltiges Versuchsfutter und Kontrollfutter, ergab signifikante Unterschiede für die Merkmale Gesamtgewebe im DXA in beiden Modi, die Gesamtkörperfettmasse in % im KT, LEAN in KT und GK, Brustmuskelgesamtvolumen im MRT sowie BMC und BMD in beiden Modi (siehe Tabelle 12).

**Tabelle 12: Ergebnisse der DXA-Untersuchung im Ganzkörpermodus für den Fütterungsversuch**

Ergebnisse Ganzkörpermodus DXA (LSM ± SEE)			
Ganzkörpermodus	Kontrolle	Versuch	P-Value
BMC (g)	18.1 ±0.5	14.4 ±0.5	<.0001
BMD (g/cm <sup>2</sup> )	0.238 ±0.004	0.211 ±0.004	<.0001
Fett (g)	75 ±5	69 ±5	0.3799
Fett %	7.4 ±0.3	7.7 ±0.3	0.5834
LEAN (g)	918 ±32	820 ±32	0.0327
TT (g)	1011 ±35	903 ±36	0.0365
Abkürzung	Merkmal		
BMC	Bone Mineral Content; Knochenmineralgehalt		
BMD	Bone Mineral Density; Knochenmineraldichte		
Fett	Fettgehalt		
Fett %	Fettgehalt in Prozent		
LEAN	Magerweichgewebe		
TT	Total Tissue; Gesamtgewebe		



**Tabelle 13: Ergebnisse der DXA Untersuchung im Kleintiermodus für den Fütterungsversuch**

Ergebnisse Kleintiermodus DXA (LSM ± SEE)			
Kleintiermodus	Kontrolle	Versuch	P-Value
BMC (g)	18.6 ±0.6	15.5 ±0.6	0.0002
BMD (g/cm <sup>2</sup> )	0.189 ±0.003	0.163 ±0.003	<.0001
Fett (g)	127 ±7	128 ±8	0.9430
Fett %	12.8 ±0,4	14.2 ±0.4	0.0224
LEAN (g)	846 ±27	744 ±28	0.0105
TT (g)	991 ±34	887 ±35	0.0373
Abkürzung	Merkmal		
BMC	Bone Mineral Content; Knochenmineralgehalt		
BMD	Bone Mineral Density; Knochenmineraldichte		
Fett	Fettgehalt		
Fett %	Fettgehalt in Prozent		
LEAN	Magerweichgewebe		
TT	Total Tissue; Gesamtgewebe		

### **Gesamt (DXA) bezogen auf Fütterungsunterschiede**

Für das Gesamtgewebe im DXA (DXA\_TT) ergibt sich im Kleintiermodus bezogen auf die Fütterungsgruppen ein signifikanter Unterschied ( $p=0,0373$ ). Für den GK gilt ebenfalls  $p<0,05$  ( $p=0,0365$ ). Der Einfluss der Fütterung ist für das Merkmal TT in beiden Modi signifikant.

Für den Gesamtkörperfettanteil in % im Kleintiermodus (DXA), Magerweichgewebemasse (DXA) im Ganzkörpermodus und Magerweichgewebemasse (DXA) im Kleintiermodus bezogen auf die Fütterungsunterschiede ergeben sich ebenfalls signifikante Effekte (Tabelle 12, Tabelle 13).

Kein signifikanter Effekt der Fütterung konnte für die Merkmale Gesamtkörperfettmasse im Kleintiermodus (DXA), Gesamtkörperfettmasse im Ganzkörpermodus (DXA) und Gesamtkörperfettmasse in % im Ganzkörpermodus (DXA) nachgewiesen werden.



### Ergebnisse für die MRT-Auswertung

**Tabelle 14: Ergebnisse der MRT-Bildauswertung bezogen auf den Fütterungsversuch mit Beschriftungsverzeichnis**

Ergebnisse MRT-Bildauswertung (LSM ± SEE)			
MRT	Kontrolle	Versuch	P-Value
MRT_M_GK (mm <sup>3</sup> )	760785 ± 29020	686044 ± 29444	0.0751
MRT_F_GK (mm <sup>3</sup> )	48736 ± 3533	49831 ± 3584	0.8285
MRT_Ges_GK (mm <sup>3</sup> )	894669 ± 32983	809865 ± 33464	0.0756
MRT_Mp_M (mm <sup>3</sup> )	32066 ± 1021	27453 ± 1021	0.0022
MRT_Mp_F (mm <sup>3</sup> )	5241 ± 216	5344 ± 216	0.7364
MRT_Mp_K (mm <sup>3</sup> )	2592 ± 126	2410 ± 126	0.3105
MRT_BM (mm <sup>3</sup> )	176113 ± 8861	139027 ± 8861	0.0043
MRT_BM_%	18,0 ± 0,4	15 ± 0,4	<0.0001
MRT_M_Sch (mm <sup>3</sup> )	48891 ± 1383	43983 ± 1404	0.0152
MRT_F_Sch (mm <sup>3</sup> )	1278 ± 164	1618 ± 166	0.1513
Abkürzungsverzeichnis			
MRT_M_GK	Muskelvolumen Ganzkörper		
MRT_F_GK	Fettvolumen Ganzkörper		
MRT_Ges_GK	Gesamtvolumen Ganzkörper		
MRT_Mp_M	Muskelvolumen Brustmuskelteilschnitt		
MRT_Mp_F	Fettvolumen Brustmuskelteilschnitt		
MRT_Mp_K	Knochenvolumen Brustmuskelteilschnitt		
MRT_BM	Gesamtvolumen Brustmuskel		
MRT_BM_%	Anteil Brustmuskel am Schlachtkörper in %		
MRT_M_Sch	Muskelvolumen Schenkelteilschnitt		
MRT_F_Sch	Fettvolumen Schenkelteilschnitt		



Für die folgenden Merkmale hat die Fütterung keinen signifikanten Effekt:

Gesamtvolumen (MRT), Gesamtkörperfettvolumen (MRT), Gesamtkörpermuskelvolumen (MRT), Brustmuskelteilschnitt-Fettvolumen (MRT), Brustmuskelteilschnitt-Knochenvolumen (MRT) und Brustmuskelgesamtvolumen (MRT) bezogen auf Fütterungsunterschiede

Für die Merkmale Brustmuskelgesamtvolumen (MRT in %), Brustmuskelgesamtvolumen (MRT, in g), Brustmuskelteilschnitt-Muskelvolumen (MRT in g), Schenkelmuskelvolumen (MRT, in g), Knochenmineralgehalt im Ganzkörpermodus (DXA), Fettanteil (DXA in %), Magerweichgewebemasse (DXA in g) sowie Knochenmineralgehalt im Kleintiermodus (DXA), Knochenmineraldichte im Ganzkörpermodus (DXA) und Knochenmineraldichte im Kleintiermodus (DXA) ergibt sich ein signifikanter Einfluss der Fütterung (siehe Tabelle 14).

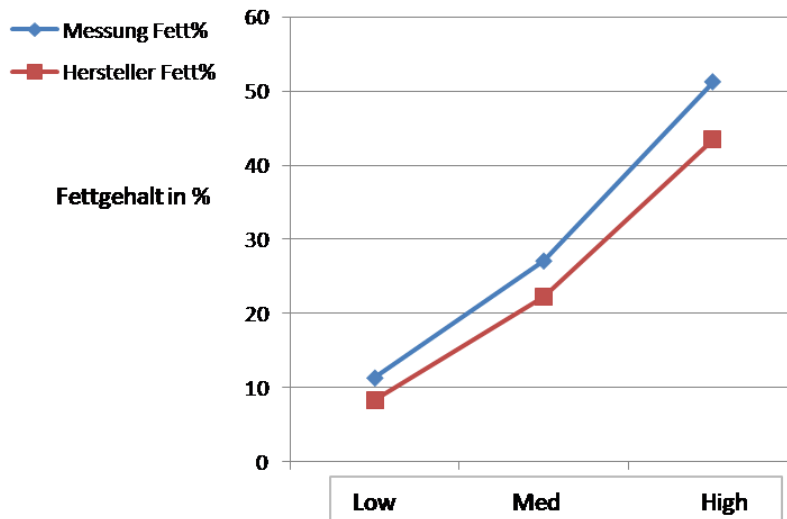


## 6. Ergebnisse für die Untersuchungen mittels VCP zur Genauigkeit und Präzision des GE Lunar iDXA im Kleintiermodus

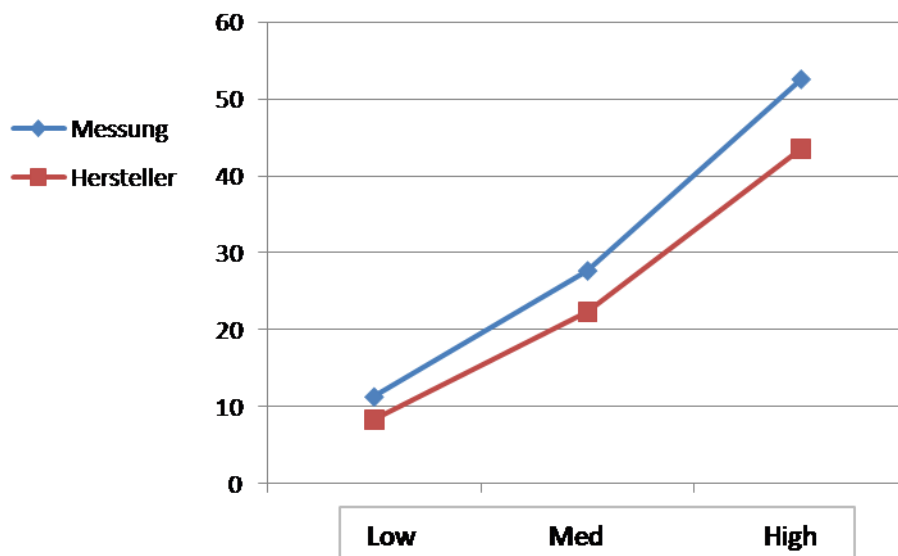
**Tabelle 15: Ergebnisse für die Untersuchung des VCP im Kleintiermodus (klein) und (mittel) im Vergleich mit den Angaben des Herstellers**

Kleintiermodus	Messung			Hersteller
Einstellung (klein)	Fett %	Standardabweichung	Variationskoeffizient %	Fett %
LOW	11,3	0,115	1,025	8,3
MED	27,1	0,058	0,213	22,3
HIGH	51,3	0,058	0,112	43,5
Einstellung (mittel)				
LOW	11,2	0,115	1,028	8,3
MED	27,6	0,100	0,362	22,3
HIGH	52,5	0,252	0,479	43,5

Der Vergleich der Ergebnisse der Fettmessung im DXA\_KT (klein) sind Abbildung 43 und Tabelle 15 zu entnehmen. Es zeigt sich, dass der verwendete Modus den Fettgehalt, der durch den Hersteller angegeben ist, überschätzt. Die Messungen weisen eine hohe Präzision bei gleichzeitig niedriger Genauigkeit auf. Für den KT (mittel) zeigen sich vergleichbare Werte. Auch hier wird der vom Hersteller angegebene Fettgehalt systematisch überschätzt (Tabelle 15, Abbildung 43).



**Abbildung 43: Ergebnisse für DXA\_KT (klein) im Vergleich zu den Herstellerangaben**



**Abbildung 44: Ergebnisse für DXA\_KT (mittel) im Vergleich zu den Herstellerangaben**

Der Versuch im Ganzkörpermodus wurde von WENCZEL (2013) durchgeführt. Die Ergebnisse befinden sich in Zusätzliche Ergebnisse (Kapitel IX).



## V. DISKUSSION

### Diskussion der Ergebnisse für die Merkmale Gewicht, Gesamtgewicht und Gesamtvolumen (SK, DXA\_TT und MRT\_GES\_GK)

Mit durchschnittlich 950 g lag das Schlachtgewicht der Versuchstiere deutlich unter den für diese Linie zu erwartenden Werten. HÖRNING *et al.* (2009) konnten für die hochleistenden Ross 308 Masthybriden ein durchschnittliches Schlachtgewicht der männlichen Tiere von 2220 g nach 51 Tagen Mastdauer feststellen. Die täglichen Zunahmen lagen im Mittel bei 62,4 g. Nach Angaben des Zuchtkonzernes Aviagen, beträgt das Zielgewicht für den 35. Masttag 2250 g; für Tag 51 bereits 3893 g Lebendgewicht (AVIAGEN, 2012). Die Schlachtausbeute beträgt nach MAURUS *et al.* (1988) ca. 70 %. Aufgrund einer systemischen bakteriellen Infektion der Tiere, die eine antibiotische Behandlung erforderlich machte, kam es im Laufe des Mastdurchgangs dieses Versuches zu hohen Verlusten und geringerem Wachstum. Es ist sehr wahrscheinlich, dass diese Erkrankung ursächlich für das vergleichsweise niedrigere Gewicht in beiden Gruppen ist.

### Untersuchung der Schlachtkörper mittels DXA

Im DXA-Modus KT wird eine mittlere Gewebemasse von 938 g erreicht und damit ein im arithmetischen Mittel um 12,71 g niedrigeres Schlachtgewicht ermittelt (Tabelle 16 - siehe unten). Dieses Ergebnis ist plausibler als die ebenfalls signifikant abweichende Gewebemasse aus dem Modus GK (Tabelle 16), da im Verlauf der Untersuchung Wasser aus dem Schlachtkörper ausgetreten ist, welches automatisch zu einem Gewichtsverlust führen müsste. Im Modus GK liegt das mittlere Schlachtkörpergewicht mit 955,24 g um 4,6 g über dem Gewicht der Waage und weist eine eher nicht plausible, minimale aber signifikante Gewichtserhöhung auf. Die Ergebnisse aus der Regressionsanalyse zeigten jedoch bereits (Abbildung 24), dass die Vorhersage des Schlachtgewichtes mittels DXA mit einer sehr hohen Genauigkeit ( $R^2 \geq 0,9993$ ;  $RMSE \leq 5,382$  g) möglich ist. Sowohl im Modus KT als auch im Modus GK unterscheiden sich die DXA-Gesamtgewebemassen (Weichgewebe + Knochenmineralgehalt) zwar signifikant vom Schlachtgewicht ( $p < 0,001$ , t-Test für gepaarte Stichproben). Diese Unterschiede sind jedoch speziell für den Modus KT aufgrund des austretenden Körperwassers sehr plausibel (siehe auch Abbildung 9 DXA-Scanner mit Masthähnchen). Die Differenz für den Modus KT entspricht einem Gewichtsverlust (Wasseraustritt) von 1,34 % des Schlachtkörpergewichtes.





**Tabelle 16: Vergleich von Schlachtgewicht (aus Wägung) mit DXA-Gesamtgewebemassen (TT) für Kleintier- (KT) und Ganzkörper- (GK) Modus**

	<b>Schlacht- gewicht SG (g)</b>	<b>DXA TT_KT (g)</b>	<b>DXA TT_GK (g)</b>	<b>Diffe- renz* SG TT_KT</b>	<b>Diffe- renz SG TT_GK</b>	<b>Differenz TT_GK TT_KT</b>
ø	950,64	937,93	955,24	12,71	-4,60	17,31
SD	205,87	203,23	208,95	5,449	6,201	6,54
SE				0,61	0,69	0,73
p				0,0001	0,0001	0,0001

\*Die letzten drei Spalten geben das Ergebnis des t-Testes für gepaarte Stichproben wieder.

MITCHELL *et al.* (1997) bestätigen dies in ihrer Arbeit. Die Autoren erzielten ein Bestimmtheitsmaß  $R^2 > 0,98$  für den Vergleich der DXA-Messwerte und Schlachtkörpergewichte. Untersucht wurden mittels Lunar DPX-L 130 männliche Indian River Masthähnchen in verschiedenen Modi. Die Messung erfolgte für Tiere mit einem Körpergewicht zwischen 830 g und 2089 g. SWENNEN *et al.* (2004) konnten für Masthähnchen ebenfalls zeigen, dass für das DXA-Gesamtgewebe eine sehr gute Beziehung ( $R^2 = 0,99$ ) zum Schlachtgewicht der Tiere bestand. Jedoch bemerken die Autoren, dass DXA (General Electrics, Lunar DPX-L) das Körpergewicht geringfügig überschätzt, was sie auf einen zu hohen Anteil an Magerweichgewebe in der Berechnung zurückführen. Ein Überschätzen des Gesamtgewichtes, angenommen als BMC + FAT + LEAN, findet sich auch bei MITCHELL *et al.* (1997) sowie bei SALAS *et al.* (2012). Es besteht ein Zusammenhang zwischen dem abnehmenden Gewicht und der größer werdenden Ungenauigkeit der Messung. Auch KREUZER (2008) und SCHÖLLHORN (2007) bestätigen die Aussagekraft von DXA zur Messung des Gesamtgewebes bei der Pute.



### Für das Merkmal Magerweichgewebe (DXA\_LEAN)

Für das Magerweichgewebe zeigt sich eine enge Beziehung zwischen den beiden Modi Kleintier und Ganzkörper  $R^2=0,98$  (RMSE= $\pm 21,52$  g), (siehe Abbildung 27). Die beiden Modi unterscheiden sich in ihrem Messergebnis bezüglich des Magerweichgewebes nur geringfügig.

Für die Genauigkeit der Vorhersage von DXA im Allgemeinen finden sich bei MITCHELL *et al.* (1997) Bestimmtheitsmaße von  $R^2=0,90-0,99$  für DXA\_LEAN im Vergleich zu Totalprotein beim Masthähnchen. Für Wasser, die zweite große Komponente der fettfreien Weichgewebemasse, demonstrierten die Autoren Beziehungen von  $R^2=0,90-0,97$ , abhängig von der Versuchsgruppe. SPEAKMAN *et al.* (2001) wiesen für Hunde und Katzen nach, dass mit DXA unabhängig vom Geschlecht, der Spezies, Kastrationsstatus und der Software eine sehr gute Vorhersage des Magerweichgewebes möglich ist. 99,6 % der Variationen in der CA konnten mit der DXA-Untersuchung erklärt werden. Die Standardabweichung lag bei 119,4 g. SWENNEN *et al.* (2004) konnten für das Magerweichgewebe im Vergleich zur chemischen Analyse ebenfalls eine gute Beziehung nachweisen. Für das Totalprotein besteht eine Korrelation von  $r=0,91$  und das Körperwasser  $r=0,97$ . Trotz der hohen Übereinstimmung zwischen den Werten besteht eine Beziehung zwischen Gewichten bzw. Gehalten an Magerweichgewebe und der Genauigkeit. Mit abnehmendem Gewicht nimmt auch die Genauigkeit ab.

Als Referenz lässt sich mittels MRT für das Merkmal Muskelvolumen-Gesamtkörper (MRT\_M\_GK) in Bezug auf DXA\_LEAN, eine gute Übereinstimmung mit  $R^2=0,93$  (RMSE=  $\pm 45547,9$  mm<sup>3</sup>) im KT und  $R^2=0,95$  (RMSE=  $\pm 38468,2$  mm<sup>3</sup>) im GK, nachweisen (siehe Abbildung 28 und Abbildung 29).



## Ergebnisse der MRT Auswertung für Muskelvolumina des Gesamtkörpers sowie des Brustmuskel- und Schenkelteilschnittes

Für das Volumen der Brustmuskulatur in Beziehung zum Brustmuskelteilschnitt ergibt sich ein Regressionskoeffizient von  $R^2=0,87$  ( $RMSE= \pm 19336,44 \text{ mm}^3$ ). Es ist mit dieser Methode möglich, das Volumen des gesamten Muskels mittels dreier Teilschnitte zu bestimmen. Es ist anzunehmen, dass mit einer verbesserten Sequenz eine genauere Differenzierung der Gewebe möglich ist und damit eine noch höhere Beziehung denkbar wäre, wie die nachfolgenden Literaturangaben nahelegen.

SCOLLAN *et al.* (1997) ermittelten ein Bestimmtheitsmaß von  $R^2=0,92$  zwischen dem Brustmuskulgewicht ermittelt im MRT und dem Körpergewicht. DAVENEL *et al.* (2000) nutzten MRT zur Vorhersage des Brustmuskulgewichtes über das Brustmuskulvolumen. Die Ergebnisse zeigen, dass mittels *transversaler* und *sagittaler* Schnitte das Muskelvolumen genau bestimmt werden kann und eine hohe Beziehung ( $R^2=0,96$ ,  $RMSE \pm 10g$ ) mit dem Brustmuskulgewicht aufweist. Im Gegensatz zur vorliegenden Arbeit nutzten die Autoren 2 Schnittebenen durch den Tierkörper zur Abgrenzung der Gewebe und zur Volumenberechnung.

Im vorliegenden Versuch wurden in die Auswertung des gesamten Muskels neben dem Muskelvolumen auch knöcherne Anteile einbezogen. In der Analyse der Brustmuskelteilschnitte wurden die Werte separat betrachtet. Die manuelle Auswertung der Bilder bietet den Vorteil einer höheren Genauigkeit und besserer Unterscheidung zwischen den Geweben. Die Bedienung der Software ist relativ einfach und schnell zu erlernen. Die Nachteile liegen jedoch in der sehr aufwendigen manuellen Definition der Grenzen zwischen den Geweben.

Aus der Kombination der Volumina des Brustmuskelteilschnittes und des Schenkelteilschnittes leitet sich eine hohe Beziehung zum Gesamtmuskulvolumen ab. Der Regressionskoeffizient beträgt in der multiplen Regression  $R^2=0,83$  ( $RMSE=\pm 73894,8 \text{ mm}^3$ ; siehe Abbildung 31). Im getrennten Vergleich dieser Merkmale mit dem Gesamtmuskulvolumen ergibt sich für den Schenkelteilschnitt ein niedrigeres Bestimmtheitsmaß von  $R^2=0,70$  ( $RMSE=\pm 92724,76 \text{ mm}^3$ ). Die Kombination der beiden Teilregionen verbessert die Vorhersagekraft für das Merkmal Gesamtmuskulvolumen.



## Für die DXA-Fett- und MRT-Fettvolumen-Merkmale

(DXA\_Fett\_GK, DXA\_Fett\_KT und MRT\_F\_GK, MRT\_Mp\_F, MRT\_F\_SCH)

Das Gesamtkörperfett ist nach Ansicht einiger Autoren beim Geflügel das Merkmal mit den ungenauesten Messergebnissen in einer DXA-Messung im pediatric und small animal mode, in detail oder high resolution Einstellung (MITCHELL *et al.*, 1997). In den eigenen Ergebnissen des Vergleiches der beiden Modi und im Vergleich mit MRT zeigt sich eine breite Streuung der Daten und mäßige Übereinstimmungen. SWENNEN *et. al* (2004) sowie SALAS *et. al* (2012) zeigten für den Fettgehalt jedoch eine gute Übereinstimmung mit der Referenzmethode chemische Analyse ( $R^2 = 0,913$ ,  $p < 0.0001$ ;  $R^2 = 0,96$ ,  $p < 0.0001$ ). Die Autoren fanden keinen Hinweis für eine Verringerung der Schätzgenauigkeit bei abnehmendem Gewicht.

Für das Gesamtkörperfettvolumen im MRT ergeben sich folgende Bestimmtheitsmaße im Vergleich zu DXA\_Fett\_KT:  $R^2 = 0,4$  (RMSE = 17 cm<sup>3</sup>), DXA\_Fett\_GK:  $R^2 = 0,36$  (RMSE = 17 cm<sup>3</sup>) und zum MRT-Brustmuskelteilschnitt-Fettvolumen (MRT\_Mp\_F):  $R^2 = 0,27$  (RMSE = 18,5 cm<sup>3</sup>). Die Beziehung zwischen dem KT und GK ist moderat mit  $R^2 = 0,64$  (RMSE =  $\pm 15,8$  g). Die Differenz zwischen den beiden Modi kann durch die unterschiedlichen technischen Parameter erklärt werden. Unterschiede liegen in der an der Röntgenröhre anliegenden Spannung (mA), der Untersuchungszeit und der verwendeten Strahlendosis. Für den Ganzkörpermodus werden bei verlängerter Untersuchungszeit geringere Spannungen angelegt und nur mit ca. 20 % der Strahlung des KT gearbeitet (GE-HEALTHCARE). Ein weiterer Unterschied ist die Bildauflösung bzw. Bildpunktgröße. Je höher die Auflösung, desto kleiner die Bildpunkte und desto genauer ist die Analyse. Für den KT beträgt die Bildgröße 0,30 cm x 0,25 cm; für den GK 2,4 cm x 1,52 cm. Durch die höhere Auflösung wäre von dem verwendeten KT eine bessere Analyse zu erwarten. Die technischen Details wurden in Tabelle 8 einander gegenübergestellt.

Der KT weist in Bezug auf die Fettmessung eine geringgradig höhere Übereinstimmung mit den MRT-Messungen auf als der GK. Des Weiteren ergeben sich im KT mit durchschnittlich 127,4 g Gesamtkörperfettgehalt höhere Werte als im GK mit 72,3 g (Tabellen 12 und 13). Unter Berücksichtigung der Ergebnisse der Untersuchung des VCP Weichgewebephantoms zeigt sich, dass der GK für Fett eine gute Präzision und Genauigkeit aufweist (Abbildung 45 im Anhang). Der KT hingegen



überschätzt die Fettgehalte des VCP bei niedrigen, mittleren und hohen Fettgehalten (siehe Abbildung 43 und 44).

MITCHELL *et al.* (1997) stellten in ihrer Arbeit fest, dass DXA beim Geflügel nur eine mäßige Vorhersage des Gesamtkörperfettgehaltes zulässt. Demnach ist die Methode bedingt geeignet, um das Merkmal Fett vorherzusagen. Die Autoren empfehlen weitere Berechnungen und eine Modifikation der verwendeten Software, um die Ergebnisse zu verifizieren. Zu einer ähnlichen Aussage gelangten auch BRUNTON *et al.* (1993) im Hinblick auf die Körperzusammensetzung von Ferkeln. Die kleineren Tiere hatten ein Körpergewicht von 1426-1720 g, was der Gewichtsklasse der größten Tiere aus dem vorliegenden Versuch entspricht. Um die Ergebnisse zu überprüfen wurden die Schlachthälften einer CA unterzogen. Die Gesamtkörperfettmasse wurde in dieser Studie bei kleinen Ferkeln mittels DXA um das 2,5fache überschätzt. Als mögliche Gründe für die Ungenauigkeiten nennen die Autoren die verwendete "pediatric software" und die Dicke des untersuchten Gewebes. Die höchste Genauigkeit erreichte die Studie bei einer Gewebsdicke von 10 – 20 cm. Es zeigt sich, dass vergleichbare Versuche ebenfalls zu Ungenauigkeiten in der Messung der Fettmasse führten.

Bei Untersuchungen an der Pute konnte SCHÖLLHORN (2007) nachweisen, dass die Messungen des Körperfettes einer breiten Streuung unterlagen. Mit einem GE Lunar DPX-IQ wurden 130 Tiere in einem Gewichtsbereich von 1,3-24,1 kg tiefgefroren in Plastiktüten untersucht, wie im Literaturteil beschrieben wurde. Als wichtigen Einflussfaktor nennen die Autoren den Hydratationszustand des Tierkörpers, da DXA von einem konstanten Körperwassergehalt von 74 % ausgeht. KREUZER (2008) führte einen Fütterungsversuch mit BUT BIG 6 und Kelly Bronze Puten verschiedener Alters- und Gewichtsklassen beider Geschlechter durch. In Bezug zum chemischen Fettgehalt weist DXA-Fett über alle Gruppen und Gewichtsklassen ein Bestimmtheitsmaß von  $R^2=0,86$  auf. Der RMSE von 254 g ist relativ hoch. In der jüngsten und kleinsten Altersgruppe besteht hingegen mit  $R^2=0,07$  (RMSE=  $\pm 14,7$ g) keine Übereinstimmung zwischen der CA und DXA. SCHÖLLHORN (2007) stellte fest, dass Fettgehaltswerte, die weniger als 4 % der Körpermasse betragen, mittels DXA nicht erfasst werden. Dies ist bedingt durch die Herstellersoftware, welche 4 % als unterste mögliche Grenze führt und die Werte darunter nicht berücksichtigt (KREUZER, 2008).



Für den vorliegenden Versuch ergibt sich, bedingt durch die niedrigen Gewichte der Versuchstiere zwischen 476-1546 g eine geringe Genauigkeit für die Vorhersage des Körperfettes. Der Wasserverlust war bedingt durch die Verpackung in Plastiktüten gering. Die Tiere wurden innerhalb von 5 Minuten in beiden Modi gescannt. Eine Veränderung des Hydratationszustandes ist daher als Erklärung für die Ungenauigkeiten zwischen den Modi GK und KT unwahrscheinlich. SPEAKMAN *et al.* (2001) nennen den Wassergehalt des mesenterialen Fettgewebes als mögliche Fehlerquelle für fehlerhafte Messungen bei Hund und Katze. Aufgrund der Ausschlachtung kann dieser Faktor im vorliegenden Versuch ausgeschlossen werden. Der Fettgehalt der Skelettmuskulatur variiert stark und wäre als Fehlerquelle denkbar. In der vorliegenden Arbeit wurde die Möglichkeit für die Vorhersage des Körperfettvolumens mittels Teilschnitten in der MRT-Bildauswertung untersucht. Die Ergebnisse zeigen, dass sowohl der Brustmuskelteilschnitt wie auch der Schenkelteilschnitt eine mäßige Übereinstimmung mit dem Gesamtkörperfettvolumen aufweisen. Das Bestimmtheitsmaß für die Beziehung zwischen MRT\_F\_GK und MRT\_SCH\_F beträgt  $R^2=0,26$  (RMSE=  $\pm 18457,7 \text{ mm}^3$ ) bzw. zum Brustmuskelteilschnitt (MRT\_MP\_F)  $R^2=0,27$  (RMSE=  $\pm 18542,7 \text{ mm}^3$ ). Die Kombination beider Merkmale als MRT\_FETT\_BRUSTSCHENKEL (siehe Abbildung 39) ergibt eine etwas bessere Vorhersage des Gesamtkörperfettvolumens mit  $R^2=0,35$  (RMSE=  $\pm 17490,5 \text{ mm}^3$ ). Im Vergleich mit DXA ergibt sich für das Merkmal MRT\_FETT im Brustmuskel und Schenkelteilschnitt eine mäßige Übereinstimmung mit dem GK ( $R^2=0,28$ , RMSE=  $\pm 22,48 \text{ mm}^3$ ). Im DXA\_KT liegt das Bestimmtheitsmaß bei  $R^2=0,44$  (RMSE=  $\pm 33,52 \text{ g}$ ) und hat eine deutlich höhere Übereinstimmung. Für eine gute Vorhersage des Fettvolumens beim Schlachtkörper eines Masthähnchens ist die manuelle Auswertung der Teilregionen als alleinige Methode nicht ausreichend.

Für die Auswertung des Fettvolumens stellt sich bei der MRT als Schwierigkeit dar, dass in der manuellen Bearbeitung der Bilder vorrangig das subkutane und zum Teil das intraabdominale Fett als solches erkannt wurden. Intramuskuläre Fetteinlagerungen werden mit der verwendeten Methode nicht erfasst. Die halbautomatische Bildauswertung ist auf eine gute Bildqualität zur Differenzierung der Gewebe angewiesen. Es ergibt sich aufgrund der Voxelgröße eine teils ungenaue Zuordnung.



### **Knochenmineralgehalt und Knochenmineraldichte im DXA (DXA\_BMC; DXA\_BMD)**

DXA ist dafür bekannt, eine hohe Genauigkeit in der Bestimmung der Merkmale BMC und BMD zu haben. Für das Merkmal DXA\_BMC ergibt sich zwischen beiden Modi eine hohe Übereinstimmung mit  $R^2=0,86$  (RMSE=  $\pm 1,36$  g, siehe Abbildung 41). Für den Knochenmineralgehalt DXA\_BMD ist die Beziehung ebenfalls hoch mit  $R^2=0,84$  (RMSE=  $\pm 0,008$  g/cm<sup>2</sup>, siehe Abbildung 40). Die Übereinstimmung zwischen den beiden Modi ist hoch, die Genauigkeit der absoluten Werte aufgrund fehlender Referenz schwer zu beurteilen, jedoch kann im Vergleich zu Arbeiten anderer Autoren von einer hohen Übereinstimmung ausgegangen werden. Im Vergleich des BMC im KT und des Knochenvolumens im Brustmuskelteil schnitt im MRT ergibt sich im vorliegenden Versuch erwartungsgemäß eine niedrige Beziehung zwischen den Merkmalen. Das Bestimmtheitsmaß liegt bei  $R^2=0,21$  (RMSE= 649,1 mm<sup>3</sup>). Da das Knochenvolumen aus den MRT-Messungen nicht-mineralische Anteile enthält, ist keine sehr hohe Beziehung zum DXA-Knochenmineralgehalt zu erwarten.



## MRT als Referenzmethode

MRT wurde von verschiedenen Autoren in der Analyse der Körperzusammensetzung evaluiert und bei Geflügel zu diesem Zweck eingesetzt (MITCHELL *et al.*, 1991; SCOLLAN *et al.*, 1998). Für Teile des vorliegenden Versuches wurde die MRT als Referenzmethode zur DXA gewählt und der Versuch ohne chemische Analyse durchgeführt. Ungenauigkeiten im Vergleich der MRT-Ergebnisse mit den Ergebnissen der DXA könnten auf die verwendete Referenzmethode MRT zurückzuführen sein. Um den Wasserverlust gering zu halten, war es notwendig die Schlachtkörper innerhalb von zwei Arbeitstagen mittels DXA und MRT zu untersuchen. Mit der verwendeten Sequenz konnten alle 80 Tiere untersucht werden, ohne eine längere Lagerung und Kühlung notwendig zu machen. Die Qualität der gewonnen Bilder ließ es nicht zu, jedes Merkmal mit der gewünschten Genauigkeit auszuwerten. Besonders der Fettgehalt der Muskulatur konnte nicht wie geplant erfasst werden. In diesem Zusammenhang wird die Eignung der MRT nicht im Allgemeinen, sondern die Eignung der verwendeten Parameter und Sequenz im Speziellen besprochen. In der Untersuchung können unterschiedliche Strukturen als ein Gewebe erkannt werden. Dieser Fehler wird Partial-Volumen-Effekt genannt. Das Phänomen kann in der MRT und der CT Untersuchung auftreten (MONZIOLS *et al.*, 2006).





## Fütterungsversuch

Die Versuchstiere wurden mit Lignocellulose und einem Standard-Alleinfuttermittel für Masthähnchen ernährt. Ziel war es, den Einfluss des Futtermittelzusatzes Lignocellulose zu evaluieren. In Bezug auf den Fütterungsversuch konnten Daten von 69 Tieren in die Auswertung einbezogen werden. Die geringere Zahl ist durch den schlachtbedingten Verlust der Flügelmarken zu erklären. Eine spätere Zuordnung der Tiere ohne Marken zu ihren jeweiligen Abteilen war nicht möglich. Die Auswertung der Analyse der Körperzusammensetzung mittels MRT und DXA ergibt, dass zwischen den Fütterungsgruppen ein signifikanter Unterschied besteht. Das DXA\_TT und DXA\_LEAN zeigen, dass die Tiere der Kontrollgruppe höhere Mastend- bzw. Magerweichgewebegewichte aufweisen als die Tiere der Versuchsgruppe ( $p < 0,05$ , siehe Tabelle 13). In der MRT-Untersuchung zeigen die Tiere der Kontrollgruppe ein signifikant höheres Volumen der Brustmuskulatur (siehe Tabelle 14). Des Weiteren sind der Knochenmineralgehalt (BMC, g) sowie die Knochenmineraldichte (BMD, g/cm<sup>2</sup>), in beiden DXA-Modi in der Kontrollgruppe signifikant höher ( $p < 0,0002$ ). Im DXA\_KT findet sich ein signifikant höherer Körperfettgehalt [in %] für die Versuchsgruppe (siehe Tabelle 13).

Die Gründe für die niedrigere Zunahme in der Versuchsgruppe sind nicht eindeutig. Lignocellulose wirkt im Magen-Darm-Trakt wasserbindend und sättigend (WARZECHA, 2006). Die Kombination von fermentierbaren und nicht-fermentierbaren Fasern kann sich günstig auf die Verdauungsstabilität und das Wohlbefinden der Tiere auswirken, persönliche Mitteilung DOBENECKER 2014. Dass durch den Einsatz von Lignocellulose eine Verbesserung der Kotqualität und damit der Einstreufeuchte möglich ist, zeigten WARZECHA *et al.* (2006) in ihrer Arbeit über die Kotqualität von tragenden Sauen. Bedingt durch ein verbessertes Wohlbefinden könnte eine erhöhte Futteraufnahme und/oder Verdaulichkeit erklärt werden. Da in der vorliegenden Studie das Versuchsfutter einen dem Kontrollfutter identischen Energiegehalt aufweist, muss hier jedoch von einer geringeren Futteraufnahme des Versuchsfutters bzw. verringerten Verdaulichkeit ausgegangen werden. Möglicherweise verursachte der oben beschriebene, sättigende Effekt der Lignocellulose eine verminderte Futteraufnahme und damit geringere Zunahmen in der Versuchsgruppe.



Die erhöhte Knochenmineraldichte bzw. der Knochenmineralgehalt könnten ebenfalls Folge einer besseren Futterverdaulichkeit in der Kontrollgruppe sein. Möglich wäre dies durch eine längere Verweildauer des Futters im Magen-Darm-Trakt der Tiere. Durch die längere Verweildauer könnte sich eine höhere Resorption der Mineralien ergeben. Die Gehalte für Calcium und Phosphor sind im Kontroll- und Versuchsfutter identisch.

Für das Merkmal Fettgehalt des Gesamtkörpers findet sich in der DXA-Untersuchung nur für den Kleintiermodus im prozentualen Vergleich ein signifikanter Unterschied ( $p < 0.0224$ , siehe Tabelle 13). Die absolute Gesamtkörperfettmasse im KT sowie im GK als auch der prozentuale Fettgehalt im GK zeigen keine signifikanten Unterschiede für die Fütterungsgruppen. Auch in der MRT-Auswertung für das Fettvolumen von Brustmuskelteilschnitt, Schenkelteilschnitt und Gesamtkörper finden sich keine signifikanten Unterschiede. Im Vergleich der absoluten Gesamtkörperfettgehalte zwischen GK und KT zeigt sich, dass der Kleintiermodus den Fettgehalt insgesamt deutlich höher schätzt. Auf Grundlage der bereits besprochenen und nachfolgend erläuterten Ungenauigkeiten bei der Messung des DXA-Fettgehaltes bei kleinen Tieren ist eine verzerrte Messung auch in diesem Fall denkbar.



### **Das Weichgewebephantom (VCP) im DXA Kleintiermodus**

Um die Ergebnisse der DXA-Fettgewebemessung besser einordnen zu können, wurde das Weichgewebephantom im KT untersucht. Die VCP-Untersuchung im GK hat bereits WENCZEL (2013) beschrieben. Sie kommt zu dem Ergebnis, dass der GK eine hohe Übereinstimmung mit den Angaben des Herstellers aufweist. Für die eigenen Messungen zeigt sich, dass der KT den Fettgehalt des VCP "konsequent" überschätzt. Im verwendeten KT-Modus (klein) beim niedrigsten Fettgehalt um 3 %, beim mittleren um 4,8 % und beim höchsten um 7,8 %. Im GK ist die größte Abweichung ebenfalls beim hohen Fettgehalt (43,5 %) zu verzeichnen. Hier liegt der Messwert bei WENCZEL (2013) im Mittel um 1,85 % über den Herstellerangaben. Die Präzision des KT ist hoch, die Standardabweichung liegt im Mittel bei 0,115 bzw. 0,058 %. Der Variationskoeffizient liegt für den geringen Fettgehalt bei 1 % für den mittleren bei 0,2 bzw. 0,1 % für den hohen. Zukünftige Analysen bezüglich des Fettgehaltes im KT müssen die Überschätzung berücksichtigen. Die Ergebnisse im KT (mittel) bestätigen die Untersuchung (siehe Tabelle 15).



## Vergleich der Modi DXA\_KT und DXA\_GK

Ziel der Untersuchung war die Evaluierung der verwendeten Messprotokolle im DXA. Durch Vergleich der Modi miteinander und der Referenzmethode MRT sollte die Überlegenheit eines der Modi für Masthähnchen dieser Größe untersucht werden. Die Ergebnisse zeigen eine hohe Übereinstimmung für die Merkmale Gesamtgewebe (DXA\_TT), Magerweichgewebe (DXA\_LEAN), Knochenmineralgehalt (DXA\_BMC) und Knochenmineraldichte (DXA\_BMD). Eine mittlere Übereinstimmung mit  $R^2=0,64$  (RMSE=  $\pm 15,8$  g) besteht für das Merkmal Fett (DXA\_FETT). Im Vergleich zur Referenzmethode MRT zeigt sich, dass im Vergleich von MRT-Muskelvolumen und DXA\_LEAN beide Modi eine hohe Beziehung zur MRT-Messung aufweisen. Für die Vorhersage des Gewichtes und des Magerweichgewebes sind die beiden Modi vergleichbar gut geeignet. Im Vergleich des Gesamtkörperfettvolumens (MRT) und DXA\_FETT ergibt sich für den KT ein höheres Bestimmtheitsmaß ( $R^2=0,4$ , RMSE=  $\pm 16669,6$  mm<sup>3</sup>) als für den GK ( $R^2=0,36$ , RMSE=  $\pm 17265,7$ ). Des Weiteren zeigt die Auswertung der Teilschnittfettvolumina (MRT) im Vergleich zu DXA ein höheres Bestimmtheitsmaß ( $R^2=0,44$ , RMSE=  $\pm 33,52$  mm<sup>3</sup>) für den KT als für den GK ( $R^2=0,28$ , RMSE=  $\pm 22,48$  mm<sup>3</sup>). Für das Merkmal Knochenmineralgehalt findet sich für den KT eine mäßige Übereinstimmung mit dem MRT-Knochenvolumen des Brustmuskulaturteilschnittes ( $R^2=0,21$ , RMSE=  $\pm 649,1$  mm<sup>3</sup>, siehe Abbildung 42). Für den GK findet sich keine Übereinstimmung zwischen den Merkmalen. Im Vergleich der Modi Kleintier (klein) und Ganzkörper (Standard) kann für den Modus Kleintier mit der verwendeten Software eine höhere Übereinstimmung mit der Referenzmethode MRT gezeigt werden. Demnach eignet sich der DXA-Modus Kleintier für die Schlachtkörperanalyse von Masthähnchen der Gewichtsklasse 476-1546g besser als der DXA-Ganzkörper-Modus (Standard).



## VI. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel dieser Untersuchung war es, die Anwendbarkeit der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie (DXA) und der Magnetresonanztomographie (MRT) zur Messung der Schlachtkörperzusammensetzung bei Masthähnchen zu überprüfen. Insgesamt wurden 80 Masthähnchen der Linie Ross308 Aviagen in einem Gewichtsbereich von 476-1546 g mit einem DXA Gerät (GE Lunar iDXA) und MRT-Gerät (Siemens Magnetom Open) gescannt. Die Tiere entstammten einem Fütterungsversuch, der den Einfluss eines lignocellulosehaltigen Futtermittels auf die Entwicklung und Körperzusammensetzung bei Masthähnchen bewerten sollte. Die Tiere wurden geschlachtet, eviszeriert und in Kunststoff-Tüten verpackt. Zur Untersuchung im DXA wurden die Tiere ungekühlt, ohne Plastiktüte im Kleintiermodus (klein) und Ganzkörpermodus (Standard) untersucht. Die DXA Analyse lieferte Ergebnisse zur Körperzusammensetzung für Fett- und Magerweichgewebe, Knochenmineralmasse und -dichte sowie die Gesamtgewebemasse. Nach Entfernung der Flügelmarke wurden die Tiere ohne Kunststoff-Tüte im MRT gescannt. Zusätzlich wurde das Körpergewicht mittels Wiegen bestimmt. Die Masthähnchen der Kontrollgruppe weisen in der DXA-Untersuchung signifikant höhere Gewichte und Magerweichgewebegehalte auf als die Versuchsgruppe. Das Volumen der Brustmuskulatur, der Knochenmineralgehalt und die Knochenmineraldichte im DXA sind in der Kontrollgruppe ebenfalls signifikant erhöht. Das Schlachtgewicht kann durch DXA mit sehr hoher Genauigkeit im Kleintiermodus ( $R^2=0,9995$ ,  $RMSE= \pm 4,8$  g) und im Ganzkörpermodus ( $R^2=0,9993$ ,  $RMSE= \pm 5,4$  g) vorausgesagt werden. Das Gesamtvolumen im MRT zeigt eine hohe Übereinstimmung mit dem Schlachtgewicht ( $R^2=0,96$ ,  $RMSE= \pm 40,7$  g). Die Werte für den DXA-Fettgehalt beider Modi und das MRT-Fettvolumen zeigen eine niedrige Übereinstimmung. Die Auswertung eines Brustmuskulatur- sowie Schenkelmuskulaturteilschnittes im MRT für das Muskelvolumen im Vergleich zum MRT-Gesamtmuskelvolumen zeigt eine hohe Beziehung ( $R^2=0,83$ ,  $RMSE= \pm 70811,6$  mm<sup>3</sup>). Im Vergleich der Modi KT und GK (DXA) konnte für den Modus Kleintier eine höhere Übereinstimmung mit der verwendeten Referenzmethode MRT gezeigt werden. Es ist daher zu empfehlen, den Kleintiermodus zur Messung der Zusammensetzung von Schlachtkörpern für kleine oder wachsende Broiler (<450 g) zu verwenden.



## VII. SUMMARY

Title: Carcass composition analysis in broilers using Dual-Energy X-Ray Absorptiometry (DXA) and Magnetic Resonance Imaging (MRI).

The aim of this study was to examine the applicability of Dual-Energy X-Ray-Absorptiometry (DXA) and Magnetic Resonance Imaging (MRI) for measuring the composition of carcasses in broilers. A total of 80 broilers of the line Ross 308 Aviagen were scanned in a weight range of 476-1546 g with a DXA device (GE Lunar iDXA) and a MRI unit (Siemens Magnetom Open). The animals originated from a feeding experiment that evaluated the effect of a feed containing Lignocelluloses on the carcass composition in broilers. The animals were slaughtered, eviscerated and packed in plastic bags. For investigation with DXA, the animals were tested without plastic bag unchilled in the small animal mode (small) and whole-body mode (standard). The DXA measurements provided results for the carcass composition traits fat tissue, lean soft tissue, bone mineral content, bone mineral density and total tissue weight. After removal of the wing tag, the animals were scanned without plastic bag inside the MRI. In addition, the weight of the carcass was determined with a scale. The control group broilers exhibit in the DXA examination significantly higher weights and lean soft tissue masses than the test group. The MRI pectoral muscle volume, DXA bone mineral content and DXA bone mineral density are also significantly higher in the control group. The weight of the carcass can be obtained by DXA with a very high accuracy both in the small animal mode ( $R^2 = 0.9995$ ,  $RMSE = \pm 4.8$  g) and in the whole-body mode ( $R^2 = 0.9993$ ,  $RMSE = \pm 5.4$  g). The total MRI volume shows a close relation to the carcass weight ( $R^2 = 0.96$ ,  $RMSE = \pm 40.7$  g). The values for the fat content comparing both DXA modes and in comparison with the MRI fat volume show a low relation. The combination of MRI breast muscle volume with MRI leg muscle volume display a good relation to the MRI total muscle volume ( $R^2 = 0.83$ ,  $RMSE = \pm 70811.6$  mm<sup>3</sup>). The small animal DXA mode shows a higher agreement with the MRI reference traits than the whole body DXA mode. Therefore, it is recommended to use the small animal DXA mode for carcass or body composition measurements of lightweight or growing broiler (>450 g).



## VIII. LITERATURVERZEICHNIS

Abrahamsen B, Gram J, Hansen T, Beck-Nielsen H. (1995). Cross calibration of QDR-2000 and QDR-1000 dual-energy X-ray densitometers for bone mineral and soft-tissue measurements. Bone. 16: 385-90.

Andrassy-Baka G, Romvari R, Milisits G, Sütö Z, Szabo A, Locsmandi L, Horn P. (2003). Non-invasive body composition measurement of broiler chickens between 4 – 18 weeks of age by computer tomography. Arch. Tierz., Dummerstorf. 6: 585-95.

Aviagen. (2012). Ross 308 BROILER Performance Objectives: Group A. Huntsville USA

Bellof G, (2011). Geflügelproduktion. In: Tierproduktion. Weiss J, Pabst W, Granz S, Enke Verlag. Stuttgart: 481-94.

Blake GM, Fogelman I (1997). Technical principles of dual energy x-ray absorptiometry. Seminars in nuclear medicine. 210-28

BMELV BfE, Landwirtschaft und Verbraucherschutz (2013). Landwirtschaft verstehen. Fakten und Hintergründe: Bundesministerium für Ernährung, Landwirtschaft und Verbraucherschutz (BMELV). BMELV, Berlin

BMJV BdJufV (2001). Verordnung zum Schutz landwirtschaftlicher Nutztiere und anderer zur Erzeugung tierischer Produkte gehaltener Tiere bei ihrer Haltung (Tierschutz-Nutztierhaltungsverordnung - TierSchNutzV).

Brade W, Flachowsky G, Schrader L, (2008). Genetik und Züchtung. In: Legehuhnzucht und Eierzeugung - Empfehlungen für die Praxis. Weigend S: 42-56.

Brunton JA, Bayley HS, Atkinson SA. (1993). Validation and application of dual-energy x-ray absorptiometry to measure bone mass and body composition in small infants. The American journal of clinical nutrition. 58: 839-45.

Bundesamt fS. (2013). Geflügelfleisch Produktion in Deutschland in Zahlen. <https://www.destatis.de/DE/ZahlenFakten/Wirtschaftsbereiche/LandForstwirtschaftFischerei/TiereundtierischeErzeugung/Tabellen/Gefluegelfleisch.html>

<https://www.destatis.de/DE/ZahlenFakten/Wirtschaftsbereiche/LandForstwirtschaftFischerei/TiereundtierischeErzeugung/Tabellen/StrukturMasthuehnerBetriebe.html>



<https://www.destatis.de/DE/ZahlenFakten/Wirtschaftsbereiche/LandForstwirtschaftFischerei/TiereundtierischeErzeugung/Tabellen/Gefluegelfleisch.html>  
10.06.2014.

Casez J-P, Muehlbauer RC, K. L, Kelly T, Fleisch H, Jaeger P. (1994). Dual-energy X-ray absorptiometry for measuring total bone mineral content in the rat: Study of accuracy and precision. *Bone and Mineral*. 61-8.

Conway JM, Norris KH, Bodwell C. (1984). A new approach for the estimation of body composition: infrared interactance. *The American journal of clinical nutrition*. 40: 1123-30.

Dänicke S, Halle I, Jeroch H. (1997). Evaluation of the non invasive tobec (total body electrical conductivity) procedure for prediction of chemical components of male broilers with special consideration of dietary protein level. *Archiv für Tierernaehrung*. 50: 137-53.

Dänicke S, Jeroch H. (2008). Fütterung des Gelüges. In: Ernährung landwirtschaftlicher Nutztiere. Jeroch H, Drochner W, Ortwin S, eds. Stuttgart: 486-521.

Davenel A, Seigneurin F, G. C, H. R. (2000). Estimation of poultry breastmeat yield: magnetic resonance imaging as a tool to improve the positioning of ultrasonic scanners. *Meat Sci*. 153-8.

Davis PL, Crooks LE, Margulis AR, Kaufman L. (1982). Nuclear Magnetic Resonance Imaging: Current Capabilities. *Medical Progress*. 290-3.

Decuypere E, Bruggemann V, Barbato GF, Buyse J. (2013). Growth and reproduction problems associated with selection for increased broiler meat production. *Poultry Genetics, Breeding and Biotechnology*. 13-8.

Diessel E, Fuerst T, Njeh CF, Tylavsky F, Cauley J, Dockrell M, Genant HK. (2000) Evaluation of a new body composition phantom for quality control and cross-calibration of DXA devices. *Journal of Applied Physiology*, 89-2. 599-605

Ellendorfer F. (2006). Geflügel, Bedeutung des Geflügels. In: Tierzucht. Von Lengerken G, Ellendorfer F, Von Lengerken J, Eugen Ulmer GmbH & Co, Stuttgart (Hohenheim): 473-6.

FAO. (2012) World Production. Food and Agriculture Organization of the United Nations. <http://faostat3.fao.org/faostat-gateway/go/to/download/Q/QL/E>.  
12.06.2014.





FAO. (2015) Production of Meat Data. Food and Agriculture Organization of the United Nations. <http://faostat3.fao.org/browse/Q/QL/E>. 10.09.2015.

Farhat A, Chavez E. (2000). Comparative performance, blood chemistry, and carcass composition of two lines of Pekin ducks reared mixed or separated by sex. Poultry Science. 79: 460-5.

Farhat A, Chavez ER. (2001). Metabolic Studies on Lean and Fat Pekin Ducks Selected for Breast Muscle Thickness Measured by Ultrasound Scanning. Poultry Science. 80: 585-91.

Felsenberg D, Gowin W. (1999). Knochendichtemessung mit Zwei-Spektren-Methoden. Der Radiologe. 39: 186-93.

Forbes GB. (1999). Longitudinal changes in adult fat-free mass: influence of body weight. The American journal of clinical nutrition. 70: 1025-31.

GE-Healthcare. Technical Information on enCore V16 GE Medical Systems. Madison, Wisconsin, USA

GE-Healthcare. (2014). iDXA Handbuch: GE Medical Systems. Madison Wisconsin USA

Grier S, Turner A, Alvis M. (1996). The use of dual-energy x-ray absorptiometry in animals. Investigative radiology. 31: 50-62.

Hans D, Hartl F, Krieg M, Tahintzi-Zawadynski S. (2002). Knochendichtemessung mit Ultraschall und Screening bei Osteoporose. Journal für Menopause. 9: 20-4.

Haus Düsse. (2000). Geflügelhaltung - Berichte und Ergebnisse 2000

Hörning B, Trei G, Ludwig A, Düsing S, Hackenschmidt T. (2009). Stationsprüfung von Herkünften für die ökologische Hühnermast. Tagungsband 2 der 10. Wissenschaftstagung Ökologischer Landbau. 97-100.

Horst P, Valle Zarate A. (1997). Geflügel. In: Tierzucht und Allgemeine Landwirtschaftslehre für Tiermediziner. Kräußlich H, Brem G, Horst Enke Verlag Stuttgart: 423-5.

Jackson SA, Thomas RM. (2009). CT, MRT, Ultraschall auf einen Blick. Elsevier, Urban & Fischer Verlag München



- Jeroch H, Flachowsky G. (1972). Geflügelernährung. G. Fischer Verlag Jena
- Kelly T, Berger N, Richardson T. (1998). DXA body composition: theory and practice. *Applied Radiation and Isotopes*. 49: 511-3.
- Kienzle E, Zentek J, Meyer H. (1998). Body composition of Puppies and young Dogs. *The Journal of nutrition*, 2680-3
- König HE, Hinterseher C, Liebich H-G, Korbel R. (2008). Verdauungsapparat (Apparatus digestorius). In: *Anatomie der Vögel: Klinische Aspekte und Propädeutik; Zier-, Greif-, Zoo-, Wildvögel und Wirtschaftsgeflügel*. König HE, Korbel R, Liebich H-G, eds.: 99-126.
- Kövér G, Romvári R, Horn P, Berényi E, Jensen J, Sørensen P. (1998). In vivo assessment of breast muscle, abdominal fat and total fat volume in meat-type chickens by magnetic resonance imaging. *Acta Veterinaria Hungarica* 46(2), 135-144.
- Kreuzer B. (2008). Einfluss unterschiedlicher Energiegehalte in Alleinfuttermitteln der ökologischen Putenmast auf den Wachstumsverlauf eines Putengenotyps, gemessen mittels Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie (DXA). In: *Dissertation, Lehrstuhl für Tierzucht und Allgemeine Landwirtschaftslehre der Tierärztlichen Fakultät; Ludwig-Maximilians-Universität München*, 87-101
- Lange D. (1988). Physikalische Grundlagen. In: *Radiologie und Strahlenschutz*. Willich E, Georgi D, Kuttig H, Wenz W, Springer Verlag, Berlin., 2-3.
- Lauten SD, Cox NR, Brawner Jr WR, Baker HJ. (2001). Use of dual energy x-ray absorptiometry for noninvasive body composition measurements in clinically normal dogs. *American Journal of Veterinary Research*. 62: 1295-301.
- Lindermayer H, Probstmeier G. (2003). Eine "Prise" Rohfaser. *Bayrisches Landwirtschaftliches Wochenblatt*. 46-7.
- Lirette A, Towner RA, Liu Z, Janzen EG, Chambers JR, Fairfull RW, Milligan LP, Crober DC. (1993). In Vivo Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy of Chicken Embryos from Two Broiler Strains of Varying Fat Content. *Poultry Science*. 72: 1411-20.



Lochmüller EM, Weusten A, Wolf E, Cindik E, Renner-Müller I, Eikmeier T, Eckstein F. (1999). Geschlechtsspezifische Analyse der Knochenmasse normaler und Wachstumshormon-transgener Mäuse mittels Zweienergie-Röntgen-Absorptiometrie (DXA). *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*. 181: 191-8.

Lorenz WJ. (1988). Schnittbildverfahren - Ultraschalldiagnostik. In: *Radiologie und Strahlenschutz*. Willich E, ed. Berlin Heidelberg: 117-21.

Lu PW, Briody JN, Howman-Giles R, Trube A, Cowell CT. (1994). DXA for Bone Density Measurement in Small Rats Weighing 150-250 Grams. *Bone*, Elsevier Science Ltd, USA, 15 (2) 199-202.

Malan DD, Scheele CW, Buyse J, Kwakernaak C, Siebrits FK, van der Klis JD, Decuypere E. (2003). Metabolic rate and its relationship with ascites in chicken genotypes. *Br Poult Sci*. 44: 309-15.

Meine N, Hilgert J, Kaldstrom M, Rinaldi R, Schütz F. (2013). *Katalytisches Vermahlen: Ein neuer Zugang für Lignocellulose Bioraffinerien*: Max-Planck-Gesellschaft, München.

Meyer H, Kamphues J.(2009a). Nutzgeflügel - Haltung von Mastgeflügel. In: *Supplemente zu Vorlesungen und Übungen in der Tierernährung Hannover*: 329.

Meyer H, Kamphues J.(2009b). Futtermitteluntersuchung - Analytik. In: *Supplemente zu Vorlesungen und Übungen in der Tierernährung Hannover*: 20, a.

Mitchell A, Scholz A, Pursel V. (2001). Total body and regional measurements of bone mineral content and bone mineral density in pigs by dual energy X-ray absorptiometry. *Journal of Animal Science*. 79: 2594-604.

Mitchell AD, Wang PC, Rosebrough RW, Elsasser TH, Schmidt WF. (1991). Assessment of Body Composition of Poultry by Nuclear Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy. *Poultry Science*. 70: 2494-500.

Mitchell AD, Rosebrough RW, Conway JM. (1997). Body Composition Analysis of Chickens by Dual Energy X-Ray Absorptiometry. *Poultry Science*. 1997: 1746-52.

Monziols M, Collewet G, Bonneau M, Mariette F, Davenel A, Kouba M. (2006). Quantification of muscle, subcutaneous fat and intermuscular fat in pig carcasses and cuts by magnetic resonance imaging. *Meat Sci*. 72: 146-54.



Mortimer CE, Müller U, Beck J. (2014). Einführung in die Atomtheorie. In: Chemie: Das Basiswissen der Chemie

Oviedo-Rondón EO, Parker J, Clemente-Hernández S. (2007). Application of real-time ultrasound technology to estimate in vivo breast muscle weight of broiler chickens. Br Poult Sci. 48: 154-61.

Pietrobelli A, Formica C, Wang Z, Heymsfield SB. (1996). Dual-energy X-ray absorptiometry body composition model: Review of physical concepts. American Journal of Physiology. 941-51.

Remignon H, Seigneurin F, Moati F. (2000). In vivo assessment of the quantity of breast muscle by sonography in broilers. Meat Sci. 133-8.

Reynolds D. Scott KTH. (2001). Standard methods for destructive body composition analysis. In: Body Composition Analysis of Animals. A Handbook of Non-Destructive Methods. Speakman JR, ed. Cambridge: 39-52.

Ristic M, Freudenreich P, Ehrhardt S. (2004). Geflügelfleisch und Eier unter unterschiedlichen Produktionsbedingungen – ein Überblick über 30 Jahre Qualitätsforschung. Mitteilungsblatt der Fleischforschung Kulmbach 43 (1): 121-8.

Ristic M, Steiner K. (2004). Einfluss der Herkunft und Gewichtsklasse auf den Schlachtkörperwert von Broilern. Mitteilungsblatt der Fleischforschung Kulmbach 43 (2): 257-63.

Ristic M. (2009). Sensorische Eigenschaften des Broilerfleisches – Ein Vergleich zwischen verschiedenen Versuchsreihen und Herkünften. Mitteilungsblatt der Fleischforschung Kulmbach 48: 7-13.

Roth FX, Etle T. (2004). Fütterungsstrategien und Schlachtkörperzusammensetzung beim Broiler. Mitteilungsblatt der Fleischforschung Kulmbach 43: 229-38.

Ruge A. (2007). Evaluierung der Genauigkeit eines Norland XR26 DXA-Systems im Vergleich zu einem GE Lunar DPX-IQ unter Verwendung eines modifizierten Variable Composition Phantoms. In: Dissertation Lehrstuhl für Tierzucht und Allgemeine Landwirtschaftslehre der Tierärztlichen Fakultät, Ludwig-Maximilian-Universität München.

Salas C, Ekmay R, England J, Cerrate S, Coon C. (2012). Determination of chicken body composition measured by dual energy x-ray absorptiometry. Int J Poult Sci. 11: 462-8.



Schelling M. (2000). Physikalische und technische Grundlagen der Dopplersonographie. In: Dopplersonographie in Geburtshilfe und Gynäkologie. Steiner H, Schneider KTM, Springer Verlag, Berlin 11-8.

Schild H. (1997). MRI made easy. Berlin: Nationales Druckhaus Berlin, Germany

Scholz AM. (2002). In-vivo-Methoden zur Analyse von Muskelstoffwechsel und Körperzusammensetzung beim Schwein unter besonderer Berücksichtigung genetischer Einflüsse. In: Habilitationsschrift, Lehrstuhl für Tierzucht und Allgemeine Landwirtschaftslehre der Tierärztlichen Fakultät, Ludwig-Maximilian Universität München.

Scholz AM, Förster M. (2006). Genauigkeit der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie (DXA) zur Ermittlung der Körperzusammensetzung von Schweinen in vivo. Arch. Tierz. 49: 462-76.

Scholz AM, Baulain U. (2009). Methoden zur Bestimmung der Körperzusammensetzung. Züchtungskunde 81 (2). Eugen Ulmer Verlag, Stuttgart 86-96.

Schreiweis MA, Orban JI, Ledur MC, Moody DE, Hester PY. (2005). Validation of dual-energy X-ray absorptiometry in live White Leghorns. Poultry Science. 84: 91-9.

Scollan ND, Caston LJ, Liu Z, Zubair AK, Leeson S, McBride BW. (1998). Nuclear magnetic resonance imaging as a tool to estimate the mass of the Pectoralis muscle of chickens in vivo. Br Poult Sci. 39: 221-4.

Scott I, Selman C, Mitchell PI, Evans PR. (2001). The use of total body electrical conductivity (TOBEC) to determine body composition in vertebrates. In: Body Composition Analysis of Animals. Speakman JR, 13-7.

Segger V. (2015) Darstellung und Vergleich der Ergebnisse der Broilermast in Baden-Württemberg, LEL BW, Ministerium für Ländlichen Raum und Verbraucherschutz, Abt. 2 Stand: 05/2015

Speakman J, Booles D, Butterwick R. (2001). Validation of dual energy X-ray absorptiometry (DXA) by comparison with chemical analysis of dogs and cats. International journal of obesity and related metabolic disorders: Journal of the International Association for the Study of Obesity. 25: 439-47.

Speakman J. (2001). Body Composition Analysis of Animals. A Handbook of Non-Destructive Methods. Press Syndicate of the University of Cambridge, Cambridge, UK.



Stöcker T, Shah NJ. (2013). Grundlagen der MR-Bildgebung. In: Funktionelle MRT in Psychiatrie und Neurologie: 61-78.

Swennen Q, Janssens GPJ, Geers R, Decuypere E, Buyse J. (2004). Validation of Dual-Energy X-Ray Absorptiometry for Determining In Vivo Body Composition of Chickens. Poultry Science. 1348–57.

Szabo C, Babinszky L, Verstegen MWA, Vangen O, Jansman AJM, Kanis E. (1999). The application of digital imaging techniques in the in vivo estimation of the body composition of pigs: a review. Livestock Production Science. 60: 1-11.

Van Marken Lichtenbelt WD.(2001). Use of bioelectrical impedance analysis. In: Body Composition Analysis of Animals. Speakman JR, Press Syndicate of the University of Cambridge ,18-9

Warzecha AC. (2006). Untersuchungen zu Fütterungseinflüssen (Einsatz von Trockenschnitzeln bzw. Lignocellulose sowie unterschiedliche Vermahlungsgrade der Mischfutterkomponenten) auf die Kotbeschaffenheit und Zusammensetzung bei Sauen: Dissertation Tierärztliche Hochschule Hannover.

Weishaupt D, Köchli VD, Marincek B. (2000). Wie funktioniert MRI. Springer, Heidelberg. 1-13

Wenczel R. (2013). Untersuchungen zur Messung der Körperzusammensetzung und Knochenmineraldichte beim Schwein und beim Schaf mittels "Pencil-" und "Fan-Beam"-Dualenergie Röntgenabsorptiometrie. Dissertation, Lehr- und Versuchsgut der Tierärztlichen Fakultät, Ludwig-Maximilian Universität München.

Wetzke M, Happle C, Giesel F, Zechmann C. (2013). Bildgebende Verfahren. Elsevier Verlag, München: 10-14.

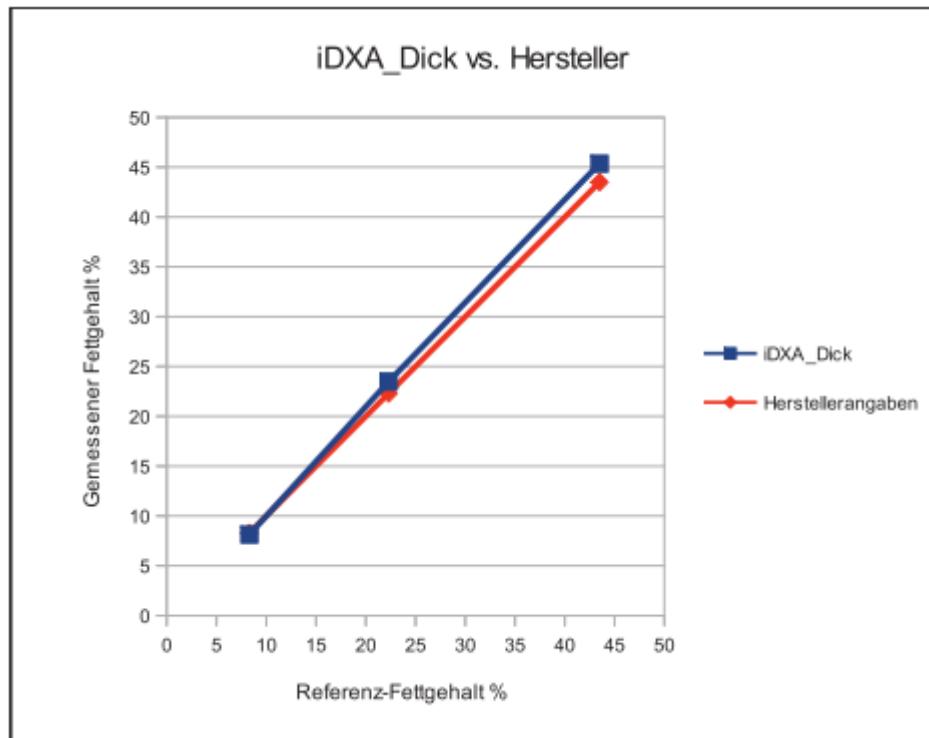


## IX. ZUSÄTZLICHE ERGEBNISSE

**Tabelle 17: Ergebnisse für die Untersuchung des VCP im Kleintiermodus**

<b>Kleintiermodus (klein)</b>							
	BMD (g/cm <sup>2</sup> )	BMC (g)	Fläche (cm <sup>2</sup> )	Gewebe (%Fett)	Gewebe (g)	Fett (g)	Mager (g)
Low	0,898	104,100	116,000	11,267	9817,667	1107,000	8710,667
Medium	0,894	101,967	114,000	27,133	9645,000	2615,333	7030,000
High	0,926	102,300	110,667	51,333	9389,000	4821,667	4567,333
	Standardabweichung						
	BMD (g/cm <sup>2</sup> )	BMC (g)	Fläche (cm <sup>2</sup> )	Gewebe (%Fett)	Gewebe (g)	Fett (g)	Mager (g)
Low	0,031	4,084	1,000	0,115	12,503	13,229	1,155
Medium	0,019	1,955	1,000	0,058	18,248	6,658	19,079
High	0,003	0,436	0,577	0,058	6,083	7,095	2,517
	Variationskoeffizient						
	BMD %	BMC %	Fläche %	Gewebe (%Fett)	Gewebe %	Fett %	Mager %
Low	3,477	3,923	0,862	1,025	0,127	1,195	0,013
Medium	2,165	1,918	0,877	0,213	0,189	0,255	0,271
High	0,312	0,426	0,522	0,112	0,065	0,147	0,055
<b>Kleintiermodus (mittel)</b>							
	BMD (g/cm <sup>2</sup> )	BMC (g)	Fläche (cm <sup>2</sup> )	Gewebe (%Fett)	Gewebe (g)	Fett (g)	Mager (g)
Low	0,797	102,533	129,000	11,233	9933,333	1117,333	8815,333
Medium	0,819	102,533	125,333	27,600	9721,667	2682,333	7039,667
High	0,847	102,800	121,333	52,533	9402,667	4941,667	4460,667
	Standardabweichung						
	BMD (g/cm <sup>2</sup> )	BMC (g)	Fläche (cm <sup>2</sup> )	Gewebe (%Fett)	Gewebe (g)	Fett (g)	Mager (g)
Low	0,004	0,404	0,000	0,115	1,155	8,963	9,292
Medium	0,003	0,379	0,577	0,100	1,528	9,713	10,693
High	0,002	0,100	0,577	0,252	1,155	22,723	21,825
	Variationskoeffizient						
	BMD %	BMC %	Fläche %	Gewebe (%Fett) %	Gewebe %	Fett %	Mager %
Low	0,475	0,394	0,000	1,028	0,012	0,802	0,105
Medium	0,366	0,369	0,461	0,362	0,016	0,362	0,152
High	0,204	0,097	0,476	0,479	0,012	0,460	0,489

**Ergebnisse der Untersuchung der Genauigkeit und Präzision des GE Lunar DPX-IQ mit dem “Variable Composition Phantom” aus der Dissertation von Rita Wenczel 2013.**

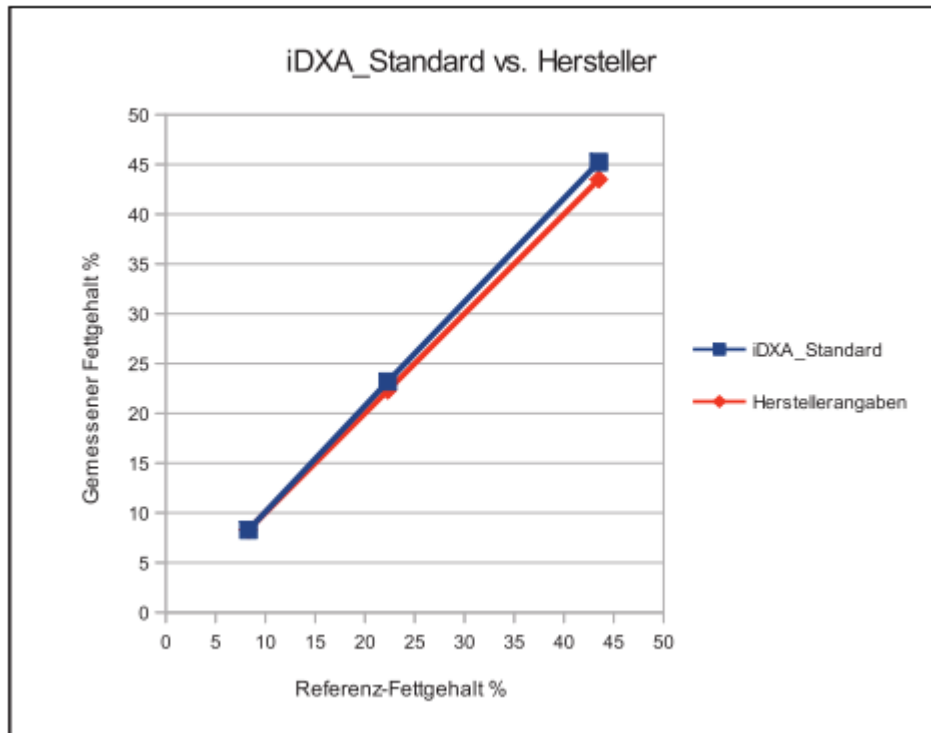


**Abbildung 45: Messergebnisse iDXA DICK versus VCP-Herstellerangaben**

**Tabelle 18: Ergebnisse für den GK Dick**

iDXA <sub>DICK</sub>	“Low Fat” 8,3%	“Medium Fat” 22,3%	“High Fat” 43,5%
Mittelwert	8,13	23,48	45,35
Standardabweichung	0,15	0,10	0,30
VC (%)	1,83	0,44	0,66





**Abbildung 46: Messergebnisse iDXA STAND *versus* VCP-Herstellerangaben**

**Tabelle 19: Ergebnisse für den GK Standard**

Standard	“Low Fat” 8,3%	“Medium Fat” 22,3%	“High Fat” 43,5%
Mittelwert	8,29	23,19	45,23
Standardabweichung	0,15	0,22	0,15
VC (%)	1,76	0,96	0,33



## **X. DANKSAGUNG**

*Ich danke (die Reihenfolge ist irrelevant):*

*Richard, für die technische Hilfe und deinen zuverlässigen Dienst am Scanner, Christa, für die kulinarische Unterstützung, einen sauberen Arbeitsplatz und deine aufmunternden Worte, Prof. Scholz für das Überlassen der Arbeit und ihre Geduld. Wir sind halt doch nur Tierärzte. Sebastian für Recherche auf die immer selben blöden Fragen, Maren für die offene Bürotür, Kritik, Heißgetränke und deine Hilfe. Der Firma Krups für meine Kaffeemaschine, Franz für wenig Frischluft, viele gestohlene Süßigkeiten, geteiltes Leid und deine Freundschaft. Meinen Eltern dass es mich gibt und ihr meinen Weg bedingungslos unterstützt habt. Meinem Bruder Patrick für regelmäßige Erheiterung und möglichst unpassende Kommentare, die zeigen dass es außer der Uni und Kühen auch noch Fußball gibt. Oma Elvi fürs Sorgen machen, Essen schicken und liebe Worte. Oma Änne für deine Geduld und Stärke. Charly für so viele erheiternde Telefonate, Prisca für die Ermutigung zu promovieren und Philip Kress von der HSWT für Informationen; Frau Eleonore Uessler für die großzügige Unterstützung im Studium und allen die mich in meiner Zeit in München begleitet haben. Lars für deine langjährige Freundschaft.*

*Meiner Partnerin Katharina, Danke! dass es dich gibt.*

*Allen die ich vergessen habe!*